

**Optische Kohärenztomographie
am vorderen Augensegment
bei Greifvögeln**

von Regina Elisabeth Sigg

Inaugural-Dissertation zur Erlangung der Doktorwürde
der Tierärztlichen Fakultät der Ludwig-Maximilians-Universität
München

**Optische Kohärenztomographie
am vorderen Augensegment
bei Greifvögeln**

von Regina Elisabeth Sigg
aus Schleswig

München 2016

Aus dem Zentrum für Klinische Tiermedizin
der Tierärztlichen Fakultät
der Ludwig-Maximilians-Universität München

Klinik für Vögel, Reptilien, Amphibien und Zierfische

Arbeit angefertigt unter der Leitung von: Univ.-Prof. Dr. Rüdiger T. Korb

**Gedruckt mit der Genehmigung der Tierärztlichen Fakultät
der Ludwig-Maximilians-Universität München**

Dekan: Univ.-Prof. Dr. Joachim Braun

Berichterstatter: Univ.-Prof. Dr. Rüdiger T. Korb

Korreferent: Prof. Dr. Cornelia Deeg

Tag der Promotion: 16. Juli 2016

Meiner Familie gewidmet

Inhaltsverzeichnis

Abkürzungsverzeichnis

I.	Einleitung.....	1
II.	Literaturübersicht.....	3
2.1.	Das Vogelauge.....	3
2.1.1.	Anatomie und Physiologie.....	4
2.1.1.1.	Augapfel.....	5
2.1.1.2.	Sklera und Skleralring.....	6
2.1.1.3.	Hornhaut.....	6
2.1.1.4.	Die vordere Augenkammer.....	9
2.1.1.5.	Strahlenkörper.....	11
2.1.1.6.	Akkommodation.....	12
2.1.2.	Tonometrie.....	13
2.1.2.1.	Tonometrie in der Ornitho-Ophthalmologie.....	14
2.1.2.2.	Der Augeninnendruck.....	14
2.1.2.3.	Einflussfaktoren auf den Augeninnendruck.....	14
2.1.2.4.	Korrelation des intraokularen Drucks mit der Gesamtdicke der Kornea.....	15
2.2.	Optische Kohärenztomographie.....	16
2.2.1.	Technische Grundlagen.....	17
2.2.2.	Die Aufnahmegeschwindigkeit.....	18
2.2.3.	Die Eindringtiefe.....	19
2.2.4.	Die Auflösung.....	19
2.2.5.	Das optische Rauschen.....	20
2.2.6.	Entwicklung und Einsatzgebiete der OCT.....	20
2.2.7.	Optische Kohärenztomographie in der Ophthalmologie.....	22
2.2.7.1.	Fundus.....	22
2.2.7.2.	Vorderes Augensegment.....	25
III.	Material und Methoden.....	31

3.1	Probanden	31
3.2.	Allgemeine Untersuchung der Probanden	33
3.3.	Allgemeine ophthalmologische Untersuchung	33
3.3.1.	Messung des intraokularen Drucks (IOD)	34
3.3.2.	Untersuchung der vorderen Augenkammer	35
3.3.3.	Untersuchung mittels indirekter Ophthalmoskopie	36
3.4.	Das OCT Gerät	38
3.4.1.	Technische Vorbereitung OCT	40
3.4.2.	Patientenvorbereitung auf die Untersuchung	41
3.4.3.	Durchführung der OCT Untersuchung	42
3.4.4.	Auswertung der Aufnahmen	43
3.4.5.	Darstellung des Kammerwinkels	47
3.4.6.	Verhalten der Patienten während der Untersuchung	47
3.4.7.	Nachversorgung der Patienten	47
IV.	Ergebnisse	48
4.1.	Die zentrale Gesamtdicke der Hornhaut	48
4.2.	Die mittelperiphere Gesamtdicke der Hornhaut	53
4.3.	Die einzelnen Schichten der Hornhaut	57
4.4.	Korrelation der Gesamtdicke der Hornhaut mit der Körpergröße	65
4.5.	Korrelation der zentralen Gesamtdicke der Hornhaut mit dem IOD	67
4.6.	Korrelation der Gesamtdicke der Hornhaut mit dem Alter	69
4.7.	Benutzerabhängige Reproduzierbarkeit der Auswertung	71
4.8.	Darstellung des Kammerwinkels	74
V.	Diskussion	78
5.1.	OCT am vorderen Augensegment in der Ornitho-Ophthalmologie	78
5.2.	OCT Untersuchung	79
5.2.1.	Die zentrale Gesamtdicke der Hornhaut	81
5.2.2.	Die mittelperiphere Gesamtdicke der Hornhaut	84
5.2.3.	Reproduzierbarkeit der vermessenen Hornhautstrukturen	85
5.2.4.	Benutzerabhängige Reproduzierbarkeit der Datenauswertung	87

5.2.5.	Darstellung des Kammerwinkels	89
5.3.	Korrelation der zentralen Hornhautdicke mit dem Körpergewicht	90
5.4.	Korrelation der zentralen Hornhautdicke mit dem IOD.....	91
5.5.	Korrelation der Hornhautdicke mit dem Alter	92
VI.	Zusammenfassung	94
VII.	Summary	96
VIII.	Literaturverzeichnis.....	98
IX.	Anhang	112
1.	Pachymetrische Vermessungen, Boxplot Grafiken.....	112
2.	Reproduzierbarkeit Methode, Bland Altman Grafiken.....	121
3.	Benutzerabhängige Reproduzierbarkeit	129
4.	Scoretabellen zur Darstellung des Kammerwinkels	137
5.	Abbildungsverzeichnis	141
6.	Tabellenverzeichnis	143
X.	Danksagung	144

Abkürzungsverzeichnis

ACA	-	Anterior Chamber Angle
AS	-	Anterior Segment
A-Scan	-	Amplituden-Scan
bzw.	-	beziehungsweise
CCT	-	Central Corneal Thickness
CV	-	Variationskoeffizient der Messverteilung
cm	-	Zentimeter
d	-	dog
dB	-	Dezibel
dpt	-	Dioptrien
HH	-	Hornhaut
HRA+	-	High Resolution Acquisition plus
HRT	-	High Resolution Tomography
HEYEX	-	Heidelberg Eye Explorer
I	-	Iris
i.d.R.	-	in der Regel
i.e.	-	id est
IEC	-	International Electronic Commission
IR	-	infrared reflectance image
IOD	-	intraokularer Druck
K	-	Konjunktiva
L	-	Linse
LASIK	-	Laser-in-situ-Keratomileusis
L x B x H	-	Länge mal Breite mal Höhe
M.	-	Musculus
mm	-	Millimeter
mmHg	-	Millimeter Quecksilbersäule
MPT	-	Mittelperiphere Gesamtdicke temporal
MPN	-	Mittelperiphere Gesamtdicke nasal
mV	-	Millivolt

n	-	Anzahl
N.	-	Nervus
nm	-	Nanometer
OD	-	Oculus dexter
OCT	-	optische Kohärenztomographie
OS	-	Oculus sinister
PCT	-	Peripheral Corneal Thickness
RGP	-	Rigid Gas Permeable
SD	-	Spectral-Domain
SNR	-	signal-to-noise-ratio
TD	-	Time-Domain
UHR	-	Ultrahigh Resolution
UV	-	ultraviolett
Z	-	Zentrale Gesamtdicke
z.B.	-	zum Beispiel
°	-	Grad
%	-	Prozent

I. EINLEITUNG

Der Sehsinn stellt für Vögel ein wichtiges Sinnesorgan dar. Eine uneingeschränkte Sehfähigkeit dient gerade bei den schnell und präzise fliegenden, tagaktiven Greifvögeln ihrer Orientierung in der Umwelt, dem Erwerb von Beutetieren, dem Erkennen von Artgenossen oder potentiellen Partnern und dem Entkommen eventueller Fressfeinde (KORBEL, 1991). Damit ist der Sehsinn unerlässlich für das Überleben wildlebender Vögel.

Bei 14,5% aller verletzt aufgefundenen Greifvögel ist eine Augenläsion diagnostizierbar und bei 90% dieser gefundenen okularen Läsionen liegt ein Trauma als Ursache zugrunde. Hierbei kommen mehr einseitige Läsionen vor als beidseitige (MURPHY et al., 1982). Von allen auftretenden Augenerkrankungen beim Vogel sind 16,7 % an der Kornea und 15,2 % an der vorderen Augenkammer und Uvea zu finden (KORBEL, 1994). Daraus ergibt sich, dass eine gründliche Untersuchung der Augen von verletzt aufgefundenen, wildlebenden Vögeln unerlässlich ist, um eine Prognose über die Wiedererlangung der Wildbahntauglichkeit des Tieres stellen zu können (KORBEL, 1991; REESE, 2008).

Die optische Kohärenztomographie (OCT) ist ein nicht-invasives bildgebendes Verfahren, welches in der Humanmedizin bereits in vielen Bereichen etabliert ist (TOMLINS und WANG, 2005; VAN VELTHOVEN et al., 2007; DREXLER und FUJIMOTO, 2008; ADHI und DUKER, 2013). Besonders in der Ophthalmologie wird die OCT regelmäßig eingesetzt, um dank der präzisen bildlichen Darstellung der vorliegenden Strukturen, aussagekräftige Prognosen für Therapieerfolge stellen zu können (FERCHER et al., 2003).

In der Tiermedizin wird die OCT ebenfalls bereits routinemäßig in der ophthalmologischen Diagnostik eingesetzt, wobei sich die meisten Studien vorwiegend mit Kleintieren und Pferden befassen (ALARIO und PIRIE, 2013; FAMOSE, 2014; PINTO und GILGER, 2014). Der Einsatz der OCT am Vogelauge beschränkt sich bis jetzt auf Untersuchungen am Augenhintergrund (RUGGERI et al., 2010; RAUSCHER et al., 2013; VELASCO GALLEG0, 2015).

Ziel dieser Studie ist es, im Rahmen der routinemäßigen klinisch - ophthalmologischen Untersuchung die Darstellbarkeit des vorderen Augensegments von Greifvögeln mittels optischer Kohärenztomographie zu evaluieren.

Dabei soll die zentrale und mittelperiphere Gesamtdicke der Hornhaut, sowie ihre einzelnen Schichtdicken der verschiedenen Greifvogelarten ermittelt werden, um hier Basiswerte der

anatomischen Verhältnisse zu erhalten. Außerdem soll die benutzerabhängige Reproduzierbarkeit der Aufnahmen ermittelt werden. Ein weiteres Ziel ist es, auf eventuelle Korrelationen der Gesamtdicke der Hornhaut mit der Körpergröße, dem Alter der Tiere und dem intraokularen Druck einzugehen. Des Weiteren befasst sich diese Studie mit der Darstellbarkeit des Kammerwinkels von verschiedenen Greifvögeln mittels der optischen Kohärenztomographie.

Die ermittelten Daten sollen als Grundlage zur Erfassung von anatomischen Basisdaten dienen, um eine gründlichere und aussagekräftigere ophthalmologische Untersuchung bieten zu können, die Prognosen von okularen Pathologien besser abschätzbar zu machen und die Realisierung von operativen Eingriffen am vorderen Augensegment zu verbessern.

II. LITERATURÜBERSICHT

2.1. Das Vogelauge

Das Vogelauge ist ein sehr präzise ausgeprägtes Sinnesorgan. So ist das Auflösungsvermögen des Vogelauges etwa 2 bis 8 mal höher als beim Säugetier, was eine exakte Sicht auch aus weiter Entfernung oder großen Höhen beim Flug ermöglicht und das Tier detailgetreue Feinheiten erkennen lässt. Außerdem beträgt das Gesichtsfeld bei einigen Vögeln bis annähernd 360° (KORBEL, 2002). Dieser Rundumblick bietet dem Vogel eine weitreichende Übersicht seiner Umgebung, ohne dabei verräterische Kopfbewegungen ausüben zu müssen.

Beim Radius des Gesichtsfeldes spielt die Anordnung der Augen am Kopf eine große Rolle. Da sich bei den meisten Vögeln die Augen lateral am Kopf befinden, verfügen diese Tiere über ein besonders weites, aber in diesem Fall monokulares Sichtfeld, während bei Beutegreifern die Augen entsprechend stark nach vorne gerichtet sind, um ein binokulares Sehen zu ermöglichen (EVANS, 1979).

Hierbei sind tagaktive Greifvögel erwiesenermaßen deutlicher auf das binokulare Sehen angewiesen als nachtaktive Vögel. Eulen haben einen gut ausgeprägten Gehörsinn und durch ihre schalltrichterförmig angeordneten Gesichtsfedern und die räumlich versetzt angeordneten Ohren können feinste Geräusche geortet werden. So sind Schleiereulen in der Lage bei absoluter Dunkelheit ihre Beute zu schlagen (PAULI et al., 2007). Dies zeigt, dass die Sehfähigkeit unter den verschiedenen Vogelarten variiert, was stark mit der entsprechenden Lebens- und Jagdweise zusammenhängt (LABELLE et al., 2012). Jagdverhalten, ökologische Nische und auch das Alter sind wichtige Parameter bei der Frage, in wie weit ein Vogel auf seinen uneingeschränkten Gesichtssinn angewiesen ist. Ältere Tiere, die bereits Erfahrung mit vielen Lebensumständen haben, kompensieren demnach eine optische Einschränkung besser als jüngere Tiere (PAULI et al., 2007).

Vögel verfügen außerdem über eine hohe Flickerfusionsfrequenz, was sie in die Lage versetzt, besonders schnelle Bildabfolgen zu differenzieren. Hierbei können sie etwa 160 Bilder pro Sekunde getrennt voneinander sehen, während Säuger gerade einmal 10 – 15 Bilder in der Sekunde erkennen können. Einen Film im Fernsehen nehmen sie also nicht wie wir Menschen als Film wahr, sondern sie erkennen deutlich die Abfolge der einzeln hintereinander geschnittenen Bilder. Ebenso verhält es sich bei besonders langsamen

Bildabfolgen. Hier vermögen Vögel Bewegungen von nur 15° pro Stunde noch zu detektieren (KORBEL, 2002).

Vögel verfügen im Gegensatz zum Säugetier über eine außergewöhnliche Farbwahrnehmung. Während Hunde beispielsweise auf ihrer Retina lediglich Zapfentypen zweier verschiedener spektraler Empfindlichkeiten besitzen, sie also sogenannte Dichromaten sind (NEITZ et al., 1989), weisen Katzen drei verschiedene Zapfentypen auf und sind damit Trichromaten (RINGO et al., 1977). Der Mensch ist ebenso in der Lage trichromatisch zu sehen. Hierbei mischen sich die drei Grundfarben Rot, Grün und Violett, wodurch sich eine weite Bandbreite an verschiedenen Farben mischen lässt (SILBERNAGL, 1983).

Vögel verfügen dagegen über eine enorme spektrale Empfänglichkeit. Sie besitzen eine weitere Zapfenform und haben damit die Fähigkeit auch im ultravioletten Bereich zu sehen (CHEN et al., 1984). Diese Tetrachromasie ermöglicht ihnen völlig neue Aspekte in verschiedensten Lebenslagen. So können sie beispielsweise das Geschlecht potentieller Partner anhand der Gefiederfarbe im UV Licht erkennen, welche für das menschliche Auge unter normalen Lichtbedingungen völlig identisch erscheint. Ebenso spielt diese Sehfähigkeit eine Rolle in der Jungenaufzucht, beim Erkennen von Futterquellen wie reifem Obst oder stark ultraviolett reflektierenden Insekten bis hin zu den Urinspuren von Beutetieren, welche von Falken im UV-Licht erkannt werden können (BERGER, 2012). Zusätzlich zu dem vierten Zapfentyp verfügen Vögel über in die Zapfen eingelagerte, farbige Öltröpfchen. Das Licht muss durch diese durchstrahlen, bevor es auf die Fotopigmente der Zapfen gelangt. Es werden 6 verschiedene Arten dieser Öltröpfchen beschrieben, welche sich je nach Typ und Konzentration ihrer Karotinoide unterscheiden. Da jeder Tropfen das Licht einer bestimmten Wellenlänge filtert, hängt der eintreffende Reiz nicht nur von der vorgesehenen Wellenlängenrezeption des Zapfens ab, sondern auch von dem entsprechenden Öltropfen, was zu einer bislang noch nicht konkret festlegbaren Erhöhung der spektralen Sensitivität bei Vögeln führt (VALERA, 1993).

2.1.1. Anatomie und Physiologie

Für die korrekte Anwendung und Beurteilung der optischen Kohärenztomographie ist eine genaue Kenntnis der physiologischen und anatomischen Gegebenheiten unabdingbar, weshalb im Folgenden speziell auf die untersuchten bzw. beeinflussenden Strukturen eingegangen wird.

2.1.1.1. Augapfel

Gewicht und Größe des Augapfels (Bulbus oculi) ist bei den meisten Vögeln im Vergleich zum gesamten Kopf verhältnismäßig größer als beim Säuger. So beträgt der Gewichtsanteil der Bulbi am Kopfgewicht bei Greifvögeln und Eulen etwa 22-32 %, während er beim Menschen nur 1 % ausmacht (REESE, 2001).

Das vordere Augensegment ist in Relation zum hinteren vergleichsweise kleiner. Außerdem werden verschiedene Bulbusformen, wie in Abbildung 1 erkennbar, beim Vogel unterschieden (WALLS, 1942; DUKE-ELDER, 1958; REESE, 2001):

- Flache Augapfelform (z.B. Tauben)
- Globuläre Augapfelform (z.B. Taggreifvögel)
- Tubuläre Augapfelform (z.B. Eulen)
- Flachglobulärer Mischtyp (z.B. Entenvögel)

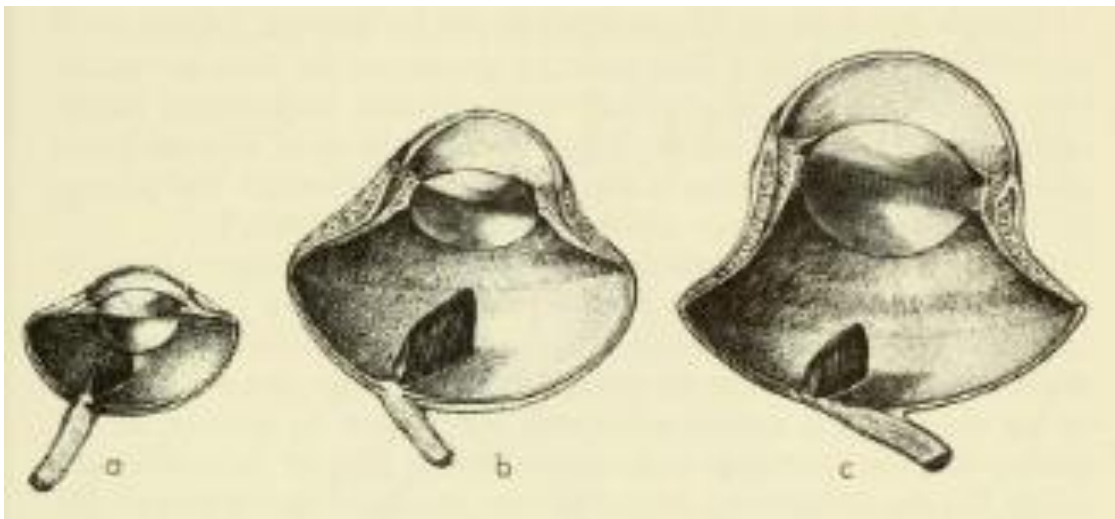


Abbildung 1: Bulbusformen

a. flach, b. globulär, c. tubulär (WALLS, 1942)

Bei Greifvögeln, die für das binokulare Sehen nach vorne ausgerichtete Augäpfel aufweisen, ist im besonderen Maße eine leicht nasal gerichtete Asymmetrie der Bulbi durch einen nasal kürzeren Ziliarkörper zu erkennen (DUKE-ELDER, 1958).

Die extraokulären Muskeln, also M. rectus dorsalis, M. rectus ventralis, M. rectus temporalis und M. rectus nasalis, sowie Mm. obliquus dorsalis und ventralis sind beim Vogel rudimentär ausgebildet, weshalb die Eigenbewegung des Augapfels beim Vogel größtenteils eingeschränkt bleibt. Der M. retractor bulbi fehlt gänzlich und wird durch den M. pyramidalis

und M. quadratus ersetzt (REESE, 2001). Aufgrund dieser reduzierten Ausbildung der Augenmuskulatur ist die Eigenbeweglichkeit der Augäpfel bei den meisten Vögeln auf etwa 2° - 5° reduziert (WILLIAMS, 1994). Bei Eulen ist die Beweglichkeit sogar bis auf 2° beschränkt, was aber wiederum durch eine besonders hohe Beweglichkeit des Kopfes und Halses ausgeglichen wird (REESE, 2001).

Der Aufbau des Augapfels lässt sich, analog zum Säugerauge, in eine äußere (Tunica fibrosa bulbi), eine mittlere (Tunica vasculosa bulbi) und eine innere Augenhaut (Tunica interna bulbi) gliedern (EVANS, 1979).

2.1.1.2. Sklera und Skleralring

Die Sklera gehört zusammen mit der Kornea zur äußeren Augenhaut (Tunica fibrosa bulbi) und ist von fester, bindegewebiger Struktur. Sie stützt mit einer Platte aus hyalinem Knorpel (Lamina cartilaginea sclerae) den Augenhintergrund und kann sogar um den Sehnerveneintritt herum verknöchern (Os nervi optici) (REESE, 2001).

Im vorderen Bereich der Sklera, fast bis an den Limbus heranreichend, lässt sich der sogenannte Skleralring finden. Dies ist ein Ring aus 10-18 (meist 15) membranösen, teilweise sogar pneumatisierten Knochen. Er kann bei sehr kleinen Augen kompakt erscheinen oder, besonders bei der tubulären Augapfelform, fischschuppenartig übereinandergelegt sein (DUKE-ELDER, 1958). Die Form der einzelnen Knöchelchen entspricht der jeweils vorliegenden Bulbusform, sie können also flach oder auch tubulär vorkommen (EVANS, 1979). Der Skleralring dient als Anheftungsstruktur für den Akkommodationsapparat und bietet dem Auge eine mechanische Stabilisierung (REESE, 2001).

2.1.1.3. Hornhaut

Am Limbus corneae geht die weiße Sklera in die durchsichtige, gefäßlose Hornhaut (Kornea) über, wo ein äußeres und inneres Pigmentband (Anulus corneae) vorhanden ist (REESE, 2001).

Die Kornea nimmt etwa 1/5 der Bulbusoberfläche ein (WALDE, 2008) und ist annähernd kreisrund. Sie hat bei Hunden einen Durchmesser von etwa 13-17 mm, bei der Katze etwa 16,5 mm (WALDE, 2008) und beim Menschen nimmt sie einen Durchmesser von ca. 10-13 mm (LANG, 2008) ein.

Bei Vögeln schwankt der Hornhautradius je nach Größe des Vogels und des jeweiligen Akkommodationszustandes. So beträgt er bei Tauben beispielsweise ohne Akkommodation 3,97 mm während er bei 9 Dioptrien auf 3,63 mm abfällt (SCHAEFFEL, 1987).

Der Kornea aufgelagert lässt sich der Tränenfilm erkennen, welcher sich wiederum aus drei verschiedenen Schichten zusammensetzt (SAMUELSON, 1998):

- Lipidfilm
- Tränenfilm
- Mucinfilm

Der Tränenfilm hat neben seiner nutritiven Funktion die Aufgabe, die Oberfläche der Hornhaut einheitlich glatt zu halten und so ein scharfes Sehen zu ermöglichen und Fremdkörper von der Hornhautoberfläche zu schwemmen (SAMUELSON, 1998; LANG, 2008). Beim Menschen wurde außerdem im Tränenfilm das bakterizide Ferment Lysozym nachgewiesen, was die Hornhaut vor Infektionen schützt (LANG, 2008).

Insgesamt gleicht der Aufbau der Kornea dem der Säuger (MAGGS, 2008).

Somit ergibt sich die typische Anordnung der fünf Schichten, die auch im histologischen Schnitt wie in Abbildung 2 zu sehen sind:

- Vorderes Korneaepithel (Epithelium corneae externum)
- Bowmansche Membran (Lamina limitans superficialis)
- Stroma (Substantia propria corneae)
- Descemetsche Membran (Lamina limitans profunda)
- Endothel (Epithelium corneae internum)

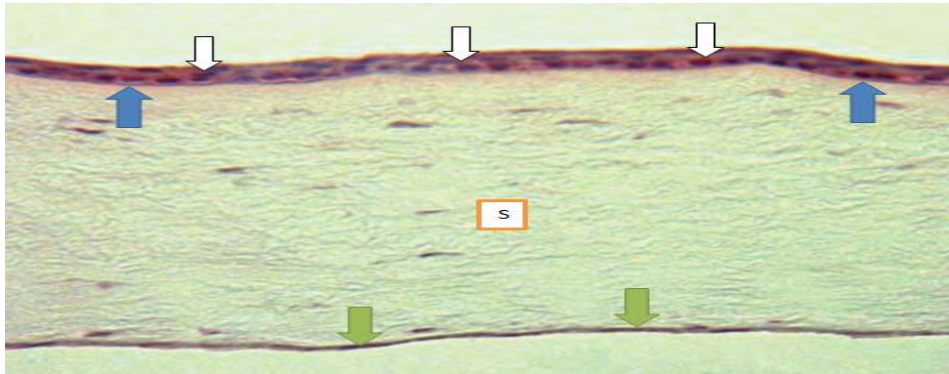


Abbildung 2: Histologischer Schnitt der Hornhaut eines Turmfalken (*Falco tinnunculus*) (CANDIOTO, 2011)

Weißer Pfeile: Epithel, blaue Pfeile: Bowmansche Membran, S= Stroma, grüne Pfeile: Descemetsche Membran & Endothel; Der Tränenfilm ist aufgrund der Fixierung des Präparates nicht erkennbar.

Das vordere Korneaepithel besteht beim Vogel aus 2 bis 4 Zellschichten von unverhorntem Plattenepithel, von denen die oberste Zellschicht zahlreiche Mikrofalten aufweist, welche vermutlich den precornealen Tränenfilm besser anhaften lassen (MURPHY, 1984). Beim Kleintier finden sich 5 bis 7 Schichten des unverhornten Plattenepithels, welche in der Peripherie in das Bindehautepithel übergehen (WALDE, 2008). Die basale Zellschicht, die durch Hemidesmosomen und Fibrillen mit dem Stroma verankert ist, besteht aus sich ständig teilenden, kubischen Zellen (WALDE, 2008). Eine komplette Zellerneuerung dieser Schicht erfolgt am menschlichen Auge etwa alle 5 bis 7 Tage (REINSTEIN et al., 2008).

Die Bowmansche Membran befindet sich unterhalb der Basalmembran des Korneaepithels und besteht aus speziell angeordneten, feinen, gleichförmigen Kollagenfibrillen, deren Grundsubstanz aus Glykoproteinen aufgebaut ist (HEES, 1992).

Das Stroma bildet etwa 9/10 der Hornhaut und bindet zu etwa 82 % Wasser. Es besteht aus abgeplatteten Bindegewebslamellen und stark ausgebildeter metachromatischer Grundsubstanz (HEES, 1992). Diese Lamellen stellen sich aus langen Fibrillen zusammen, die sich parallel zur Oberfläche gleichmäßig anordnen und von einer Limbusseite zur anderen ziehen. Diese regelmäßige Anordnung der Faserbündel gewährt eine ungestörte Transparenz der Kornea (MAURICE, 1957).

Die Descemet'sche Membran besteht aus einem dichten Fibrillenwerk, welches der Basallamina ähnelt (HEES, 1992).

Das Korneaendothel bildet die Grenze zwischen der Hornhaut und der vorderen Augenkammer. Es besteht aus einer einzelnen Schicht kuboidal-hexagonal angeordneter, abgeflachter Zellen. Diese Zellen regulieren mithilfe zahlreicher Mitochondrien das osmotische Gleichgewicht zwischen Stroma und Kammerwasser (SAMUELSON, 1998).

Die sensible Innervation erfolgt über den N. ophthalmicus (V1), dessen Fasern die Myelinscheiden verlieren und radiär Richtung Hornhautzentrum durch das Stroma wandern (KÖNIG HE, 2009), wobei beim Kleintier 12 sensorische Trigeminasfasern (N.ciliaris longus des N. ophthalmicus) im oberflächlichen Stroma verlaufen und dafür verantwortlich gemacht werden, bei schmerzenden Epitheldefekten mittels Ausschüttung eines Neuropeptids (Substanz P) die Re-Epithelisierung zu stimulieren (WALDE, 2008).

Die über den Limbus in das Epithel eintretenden Nervenfasern umkreisen das Epithel entlang des Limbus, verzweigen sich vielfach und bilden Anastomosen. Auf Höhe der epithelialen Basalzellen verlaufen die Nerven horizontal und knicken dann letztendlich Richtung Stroma ab. Im oberflächlichen Stroma finden sich Nervenbündel, die sich dichotom verzweigen. Generell sind im Epithel vermehrt Schmerzrezeptoren zu finden, im Stroma vermehrt Druckrezeptoren (SAMUELSON, 1998).

2.1.1.4. Die vordere Augenkammer

Die vordere Augenkammer wird von der Hornhaut, der Linse und der Regenbogenhaut, sowie dem Kammerwinkel in der Peripherie begrenzt (EVANS, 1979).

Linse

Im Gegensatz zur Linse (Lens) bei den Säugern, ist die Vogellinse vergleichsweise weich und flexibel, um eine schnelle Formveränderung und damit rasche Anpassungen im Flug zu ermöglichen (MURPHY, 1984).

Die Linse ist von bikonvexer Form. Während sie bei tagaktiven Vögeln eine flache Form aufweist, ist sie bei Wasservögeln und nachtaktiven Vögeln eher sphärisch. Sie ist transparent, gefäß- und nervenfrei und weist insgesamt einen sehr hohen Wassergehalt auf. Ihr Stoffwechsel ist nur sehr langsam, da die Ernährung der Linse hauptsächlich über Diffusion erfolgt (EVANS, 1979). Sie setzt sich aus der Linsenkapsel, welche aus

Kollagenfasern und Glykoproteinen besteht, dem Linsenepithel und den Linsenfasern zusammen (HEES, 1992; REESE, 2001).

Ringsherum am Linsenäquator befindet sich der für das Vogelauge charakteristische Ringwulst (*Pulvinus anularis lentis*), welcher je nach Akkommodationsart unterschiedlich stark ausgeprägt ist. Bei tagaktiven Greifvögeln ist er besonders prominent, während er bei nachtaktiven Vögeln nur sehr klein ist (KERN, 2013). Der Ringwulst wird wiederum von einem flüssigkeitsgefülltem Kissen (*Vesicula lentis*) unterlagert. Die Flüssigkeit wird von den Zellen des *Pulvinus lentis* gebildet und ihr wird eine nutritive Eigenschaft zugesprochen. Diese anatomische Besonderheit wird auch mit speziellen Druckausgleichsmechanismen bei der Akkommodation in Zusammenhang gebracht (EVANS, 1979).

Der Aufhängeapparat der Linse besteht zum einen aus den Ziliarfortsätzen, die anders als beim Säugerauge, fest mit der Linse verwachsen sind. Zum anderen hält das Strahlenbändchen (*Zonula ciliaris*), welches aus Zonulafasern besteht, die Linse in Position (REESE, 2001). An der Vorderseite der Linse schließt sich die Regenbogenhaut (*Iris*) an und an der Hinterfläche ist die Linse mit dem Glaskörper verbunden (EVANS, 1979).

Regenbogenhaut

Die Regenbogenhaut (*Iris*) ist meist lichtundurchlässig, umfasst die vorwiegend runde Pupille, durch welche das einfallende Licht auf die Retina fallen kann und trennt die vordere Augenkammer von der hinteren (REESE, 2001).

An ihrer Basis im iridocornealen Winkel (*Margo ciliaris*) ist die Iris vergleichsweise dünn, verdickt sich dann zu ihrer Mitte hin, um sich dann zum Pupillenrand (*Margo pupillaris*) wieder zu verjüngen (EVANS, 1979).

Ihre Vorderseite besteht aus einer unregelmäßigen Epithelschicht, gefolgt von Bindegewebszellen, kollagenen Faserbündeln, Pigmentzellen, Nervenfasern und Muskeln des Irisstromas und ihre hintere Fläche wird vom pigmentierten Innenblatt der *Pars iridica retinae* abgedeckt (KÖNIG, 2009).

Die Pupillenweite wird beim Vogel willkürlich über quergestreifte Muskeln, die *Mm. sphincter* und *dilatator pupillae* reguliert (REESE, 2001), was eine besonders schnelle Anpassung an äußere Gegebenheiten beim Flug ermöglicht.

Kammerwinkel

Die Lokalisation, an welcher die Hornhaut und Regenbogenhaut aufeinandertreffen, wird als vorderer Kammerwinkel (*iridocornealer Winkel*) bezeichnet. In diesem Winkel findet sich das *Ligamentum pectinatum*, welches von der Irisbasis zur Sklera zieht und diese Strukturen miteinander verankert.

Außerdem finden sich in diesem Winkel zahlreiche Bindegewebsbälkchen, die ein regelrechtes Maschenwerk (Reticulum trabeculare) bilden. Innerhalb dieses Maschenwerks befinden sich Zwischenräume, die so genannten Fontana-Räume. Diese ermöglichen ein Abflusssystem für das Kammerwasser, welches durch den Sinus ciliocleralis in das Reticulum trabeculare gelangt und von hier in den Sinus venosus sclerae (Schlemm'scher Kanal) abfließen kann (EVANS, 1979; REESE, 2001).

2.1.1.5. Strahlenkörper

Der Strahlenkörper (Corpus ciliare) ist mithilfe seiner quergestreiften Muskulatur, mit der er sowohl Hornhaut als auch Linse verformen kann, als zentraler Bestandteil des Akkommodationsapparates anzusehen und ist ebenfalls für die Verankerung der Linse im Augapfel verantwortlich. Er befindet sich zwischen Irisbasis und Aderhaut und ist fest mit dem Skleralring verwachsen (REESE, 2001).

Eine weitere Funktion des Strahlenkörpers ist die Produktion des Kammerwassers über das Epithel der Ziliarfortsätze. Der Abfluss des Kammerwassers erfolgt über den Schlemm'schen Kanal (EVANS, 1979; KÖNIG, 2009).

Die Hinterfläche des Strahlenkörpers ist in eine Pars plana und eine Pars plicata aufgeteilt. Letztere ist mit Ziliarfortsätzen (Plicae ciliares) ausgestattet, welche beim Vogel die Linsenperipherie umfassen und mit der Linsenkapsel verschmelzen. Ebenso ergibt sich an der zweischichtigen Pars ciliares retinae ein Unterschied zum Säugerauge, da bei nachtaktiven Eulen auch die Zellen der inneren Retinaschicht mit Lipofuszin, also Pigmentgranula, überzogen sind und hierdurch ein seitlicher Lichteinfall bei den stark tubulär geformten Bulbi verhindert wird (REESE, 2001).

Die Muskulatur besteht zum einen aus dem vorderen M. ciliaris anterior (Crampton-Muskel), welcher vom Skleralring zur Kornea zieht und maßgeblich für die korneale Akkommodation zuständig ist. Zum anderen zieht der hintere M. ciliaris posterior (Brücke-Muskel) vom Skleralring zum Ziliarkörper und bewirkt die lentikuläre Akkommodation. Hierbei wird durch die Kontraktion des Brücke-Muskels eine Verkürzung des Corpus ciliare erzielt und es kommt zu einer Kompression der sehr weichen Vogellinse (KERN, 2013).

2.1.1.6. Akkommodation

Die Akkommodationsfähigkeit der Vögel ist sehr variabel und kann aufgrund der unterschiedlichen Mechanismen wie folgt eingeteilt werden:

- Korneale Akkommodation
- Lentikuläre Akkommodation

Wie eine Vogelart akkommodiert, ist stark von ihrer Lebensweise abhängig.

Beim Vogel wirken die Muskeln des Ciliarkörpers direkt auf den Akkommodationsapparat, während dies beim Menschen über den indirekten Weg der Zonulafasern geschieht (WALLS, 1942; SIVAK et al., 1985).

Die korneale Akkommodation erfolgt über Kontraktion des M.ciliaris anterior (Crampton-Muskel), der eine verstärkte Krümmung der Kornea bewirkt. Bei Tauben ist eine korneale Akkommodation von bis zu 9 Dioptrien möglich (SCHAEFFEL, 1987). Besonders bei nachtaktiven Vögeln überwiegt diese Art der Akkommodation und so ist bei Eulen bereits im Ruhezustand eine stark gekrümmte Hornhaut vorhanden (REESE, 2001). Die visuelle Brechkraft und Akkommodationsbreite kann bis zu 2/3 über die Krümmung der Kornea erfolgen (SCHAEFFEL, 1987).

Im Gegensatz dazu weisen Wasservögel eine flache Hornhaut auf. Bei ihnen steht die lentikuläre Akkommodation im Vordergrund. So können Tauchenten Brechkraftänderungen von bis zu 70 bis 80 Dioptrien bewirken (SIVAK et al., 1985). Hierfür wird der M. ciliaris posterior (Brücke-Muskel) kontrahiert, was zu einer Abrundung der Linse führt. Die Linse ist beim Vogel vergleichsweise sehr weich und flexibel, was die starken Formveränderungen ermöglicht (KERN, 2013).

Beim Menschen macht die Hornhaut den stärksten Teil der Gesamtbrechkraft des Auges aus und liegt hier bei etwa 43 Dioptrien (LANG, 2008).

Entsprechend der Akkommodationsart kann bei Vögeln der Hornhautradius schwanken. Bei der kornealen Akkommodation kommt es zu einer Verkleinerung des Durchmessers der Kornea und zu einer Aufkrümmung der Hornhaut selbst (SCHAEFFEL, 1987).

Außerdem sind die Akkommodationsarten nicht strikt voneinander trennbar, sondern sind durchaus als Mischformen zu finden. So haben Hühner z.B. eine Akkommodationsbreite von 15-17 Dioptrien, wobei hiervon nur etwa 8 Dioptrien auf die korneale Akkommodation zurückzuführen sind (SCHAEFFEL, 1987).

2.1.2. Tonometrie

Die Tonometrie ist die nicht-invasive Messung des Augeninnendrucks, also des intraokularen Drucks (IOD). Sie ist ein wichtiges Hilfsmittel in der Ophthalmologie, da sich durch sie bestimmte Erkrankungen und Entzündungsprozesse am Auge frühzeitig erkennen lassen.

Die indirekte Tonometrie hat sich dabei als zuverlässig und aussagekräftig erwiesen. Es wird zwischen der Applanations-Tonometrie und der Rückprall-Tonometrie unterschieden.

Das Applanations-Tonometer, wie der in der Veterinärmedizin vielfach verwendete Tonopen®, beruht auf der Grundlage des Imbert-Fickschen Gesetzes. Dieses Gesetz besagt, dass wenn Druck auf eine membranumgebene, flüssigkeitsgefüllte Kugel ausgeübt wird, es dem gleichen Druck entspricht, der diese Kugel zu einer Ebene abplattet. Dieser Druck muss dementsprechend dann auch gleich dem Innendruck im Auge entsprechen. Da hierbei aber davon ausgegangen wird, dass der IOD von der Wölbung der Hornhaut abhängt, ergeben sich mögliche Fehler, die sich mit der Adhäsionskraft des Tränenfilms, der Rigidität der Hornhaut und der Verdrängung der Flüssigkeit unter der Hornhaut ergeben (REUTER, 2009).

Der Tonopen® ist tragbar, batteriebetrieben und lageunabhängig, was eine positionsunabhängige Untersuchung ermöglicht.

Für die Rückprall-Tonometrie, auch Rebound-Tonometrie genannt wird in der Tiermedizin das TonoVet® verwendet. Bei diesem Gerät wird eine plastikummantelte, magnetische Einmalsonde verwendet, die vor der Messung in die dafür vorgesehene Halterung verbracht wird. In dieser Halterung befinden sich zwei coaxial angeordnete Magnetspulen. Durch Aktivieren der Spulen wird die Sonde mittels Luftdruck auf die Kornea des Patienten geschossen, die Sonde prallt an der Hornhaut ab und schnell mit einer entsprechenden Geschwindigkeit in die Halterung des Tonometers zurück, was eine bestimmte Spannungsänderung in den Spulen bewirkt. Diese Spannungsänderung kann vom Gerät in ein messbares Signal umgesetzt werden (KONTIOLA, 2000).

Der Durchmesser des Sondenkopfes beträgt nur 1,4 mm und der Kontakt zur Hornhaut ist schmerzfrei, was eine Verwendung ohne Lokalanästhesie ermöglicht (KONTIOLA, 2000; WANG et al., 2005).

2.1.2.1. Tonometrie in der Ornitho-Ophthalmologie

Für 59 verschiedene Vogelspezies in 11 Ordnungen erfolgten durch Braun et al. 1995 tonometrische Messungen und für 15 verschiedene Arten in 11 Ordnungen konnten Kalibrierungskurven für den TonoPenXL® erstellt werden (BRAUN, 1995). Für verschiedene Greifvogelarten wurden ebenfalls mit einem Applanationstonometer Referenzwerte von Stiles et. al. erhoben (STILES et al., 1994).

Mit dem TonoVet® wurden für 21 Spezies in 7 Ordnungen Referenzwerte festgelegt (TANDLER, 2013). Mit diesem Rebound-Tonometer sind bereits 2006 von Bayon et. al. erste Referenzwerte für einige Greifvogel- und Eulenarten erstellt worden. So wurden Werte für Turmfalken (*Falco tinnunculus*) von $10 \pm 1,62$ mmHg, für Steinkäuze (*Athene noctua*) von $9,31 \pm 2,22$ mmHg und für Uhus (*Bubo bubo*) von $11,96 \pm 1,52$ mmHg ermittelt (BAYON, 2006).

2.1.2.2. Der Augeninnendruck

Der Druck, der von innen auf die Augapfelhüllen einwirkt, wird als intraokularer Druck bezeichnet. Er wird beeinflusst von der Füllung des Bulbus mit Flüssigkeit, der Verformbarkeit der Augenhüllen und der Beschaffenheit der anliegenden Strukturen in der Orbita (REUTER, 2009).

2.1.2.3. Einflussfaktoren auf den Augeninnendruck

Der Augeninnendruck wird maßgeblich durch den Zu- und Abfluss des Kammerwassers aufrechterhalten, welches vom Epithel des Processus ciliaris in der hinteren Augenkammer gebildet wird. Von der hinteren Augenkammer fließt das Kammerwasser über die Pupillenöffnung in die vordere Augenkammer, von wo aus es über das Trabekelsystem zum Schlemm'schen Kanal gelangt, in den es abfließen kann (SILBERNAGL, 1983).

Vögel verfügen in der Regel über einen sehr weiten Kammerwinkel, was für eine große Abflusskapazität spricht. Außerdem kann er durch die willkürliche Akkommodationsfähigkeit aktiv in seiner Weite verändert werden (TRIPATHI und TRIPATHI, 1973). Aufgrund dieser

anatomischen Besonderheit neigen Vögel auch seltener zu der Ausbildung von Primärglaukomen (REESE, 2008).

Allerdings können durchaus Sekundärglaukome auftreten. Diese kommen meist durch Verlegung des Kammerwinkels zustande, zum Beispiel durch Blutungen im Auge oder durch Entzündungsprodukte in der vorderen Augenkammer bei Uveitiden (KORBEL, 1994).

Ein wichtiger Einflussfaktor auf den intraokularen Druck ist die Körperhaltung während der Untersuchung. So ist beim Menschen bekannt, dass der IOD beim liegenden Patienten höher ist als beim stehenden und sogar bis zu dreifache Werte bei einem Kopfstand annehmen kann (LINDER et al., 1988).

In einer Studie an verschiedenen Vogelarten, bei welchen der Augeninnendruck in aufrechter Position sowie in liegender Position gemessen wurde, konnte hier beim Vogel allerdings kein Unterschied bezüglich des intraokularen Drucks gemessen werden, lediglich bei Mäusebussarden und Waldkäuzen konnten geringfügige Abweichungen vermerkt werden (REUTER et al., 2011).

Ein anderer Einflussfaktor auf den intraokularen Druck kann eine tageszeitabhängige Schwankung des Druckes sein. Bei Hühnern zeigte sich in den frühen Morgenstunden höhere Werte als spät abends, während bei Mäusebussarden und Waldkäuzen keine tageszeitabhängigen Schwankungen nachzuweisen waren (BRAUN, 1995).

2.1.2.4. Korrelation des intraokularen Drucks mit der Gesamtdicke der Kornea

Bei der Messung des intraokularen Drucks ist der Einfluss der Hornhautdicke auf die Messergebnisse nicht eindeutig geklärt. Es besteht die Annahme, dass eine dickere Hornhaut mit einer damit verbundenen höheren Rigidität zu einem höheren Augeninnendruck bei der Tonometrie führt.

Beim Menschen wurde diesbezüglich an 300 Patienten, welche keine pathologischen okularen Veränderungen aufwiesen, beide Augen mittels Applanations-Tonometrie untersucht und die Werte in Korrelation mit einer Dickenvermessung mittels Ultraschall verglichen. Dabei wurde ein deutlicher Zusammenhang zwischen der zentralen Hornhautdicke (Central Corneal Thickness, CCT) und dem damit verbundenen IOD festgestellt. Bei einer Dickenzunahme der Kornea von 10 µm, wuchs der IOD um 0,27 mmHg (SHAH, 1999).

Bei Hunden ergab eine ähnliche Studie, dass bei einer Dickenzunahme der CCT von 100 µm ein höherer IOD Wert von 1 mmHg beim Tonopen® und 2 mmHg beim TonoVet® zu verzeichnen war (PARK et al., 2011).

Bei Hunden wurde wiederum festgestellt, dass mit steigendem Augeninnendruck die Hornhautdicke abnimmt, sich also an den intraokularen Druck anpasst (PARK, 2013).

Bei 15 tagaktiven und 16 nachtaktiven Greifen wurde dieser Zusammenhang ebenfalls untersucht. Hierfür wurde abwechselnd mit Applanations- und Rebound-Tonometer gearbeitet. Auch in dieser Studie wurde eine starke Korrelation zwischen der zentralen Hornhautdicke und dem Augeninnendruck nachgewiesen (BAYON, 2006).

2.2. Optische Kohärenztomographie

Die optische Kohärenztomographie (OCT) ist eine bildgebende Technik, mit der hochauflösende Querschnitte von lebendem Gewebe erstellt und dargestellt werden können. Das Verfahren arbeitet mit einer Breitbandlichtquelle und ist damit völlig kontaktfrei und nicht-invasiv und es ist möglich, Strukturen in einer Feinheit darzustellen, wie es bisher nur mit histologisch-pathologischen Schnitten möglich war (FERCHER et al., 2003).

Im Unterschied zu herkömmlichen Methoden, wie der Sonographie, wird die höhere Auflösung der Bilder dadurch erreicht, dass die OCT mit geringer Kohärenzlänge arbeitet und die entsprechend kürzeren Wellenlängen eine höhere Auflösung ermöglichen (VAN VELTHOVEN et al., 2007).

Die OCT arbeitet berührungslos zum untersuchten Gewebe, benötigt also kein Ankoppelungsmedium, da die Differenz der optischen Impedanz, also der refraktive Index zwischen Luft und dem zu untersuchenden Medium nicht so groß ist, wie die Differenz der akustischen Impedanz zwischen Luft und dem zu untersuchenden Gewebe (VAN VELTHOVEN et al., 2007).

2.2.1. Technische Grundlagen

Zu Beginn der technischen Entwicklung der OCT wurde vorerst nur ein eindimensionaler Lichtstrahl auf ein Auge projiziert. Mit Hilfe dieser neuen Technik wurden bestimmte Region näher untersucht und vermessen (FERCHER et al., 1988). Solche eindimensionalen Schnitte sind mit dem A-Scan in der Sonographie vergleichbar. Eine laterale Zusammensetzung einer ganzen Reihe eindimensionaler Scans ergeben einen zweidimensionalen Querschnitt, der demnach mit dem B-Scan der Sonographie vergleichbar ist (HUANG et al., 1998).

Anders als die Schallwellen bei der Sonographie kann Licht nicht direkt gemessen werden, da es 150.000 mal schneller als der Schall ist und somit die Zeitverzögerung des reflektierten Lichts nicht direkt messbar ist. Deshalb bedient man sich eines sogenannten Michelson Interferometers (Abbildung 3) (BOPPART, 2003; VAN VELTHOVEN et al., 2007). Hierbei wird von einer Lichtquelle niedrig kohärentes Licht abgegeben, welches an einem Verteiler zweigeteilt wird. Einer der Lichtstrahlen wird auf das zu untersuchende Gewebe emittiert, der andere dient als Referenzstrahl, welcher direkt an einem Referenzspiegel reflektiert und zurückgesendet wird. Der Untersuchungsstrahl wird im Probengewebe absorbiert bzw. je nach Probenart an den einzelnen Strukturoberflächen reflektiert und dann ebenfalls zurück gestrahlt.

Die beiden Lichtstrahlen werden am Lichtverteiler wieder vereinigt und bei der Time-Domain OCT (TD-OCT) zu einem Detektor gesendet, welcher die Informationen weiter verarbeitet (VAN VELTHOVEN et al., 2007).

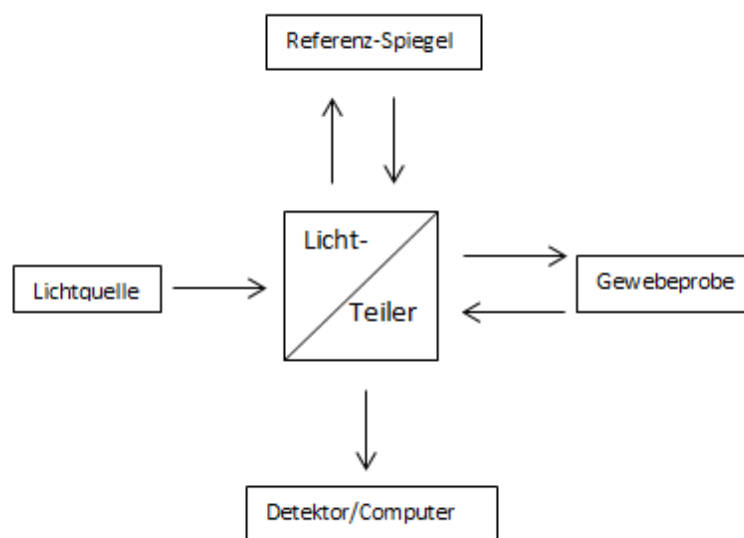


Abbildung 3: Schematischer Aufbau eines Michelson-Interferometers
(VAN VELTHOVEN et al., 2007)

Bei der Spektral-Domain OCT (SD-OCT), auch als Fourier-Domain OCT bezeichnet, wird das Signal anhand der Anzahl der Wellen bzw. ihrer Frequenz berechnet. Dafür kommt eine Breitband-Lichtquelle wie z.B. eine Superlumineszenz-Diode zum Einsatz (DREXLER und FUJIMOTO, 2008). Bei der SD-OCT findet sich anstelle des Detektors ein Spektrometer. Das von Referenzspiegel bzw. Probenarm reflektierte Licht wird am Spektrometer umgewandelt, die Wellenanzahl und ihre Frequenz Fourier-transformiert und wiederum die optische Struktur der Gewebeprobe auf einem Bildschirm darstellbar gemacht (TOMLINS und WANG, 2005; VAN VELTHOVEN et al., 2007).

Wichtige Parameter zur Beurteilung verschiedener OCT-Systeme sind die Aufnahmegeschwindigkeit, die Eindringtiefe in das Gewebe, die Auflösung und das optische Rauschen (BOPPART, 2003).

2.2.2. Die Aufnahmegeschwindigkeit

Bei der Time-Domain OCT bewegt sich die Aufnahmegeschwindigkeit bei nur etwa 400 axialen Scans (A-Scans) pro Sekunde. Dies beruht auf der physikalischen Einschränkung, dass bei der TD-OCT die Referenzspiegel rotieren. Diese Spiegelbewegung dient dazu, unterschiedliche Intensitäten der Gewebereflektionen aus unterschiedlichen Gewebetiefen detektieren zu können (GABRIELE et al., 2011).

Bei der Spectral-Domain OCT, auch Fourier-Domain OCT genannt, bleiben die Referenzspiegel immer an derselben Position, was dadurch ermöglicht wird, dass die Wellenanzahl und ihre Frequenz Fourier-transformiert im Spektrometer ausgewertet werden. Der große Vorteil dieses Systems ist damit, dass es die Aufnahmegeschwindigkeit erheblich beschleunigt. So können routinemäßig verwendete Fourier-Domain OCT Geräte 25.000 – 30.000 axiale Scans erreichen, volumetrische Aufnahmen können sogar bis zu 300.000 axiale A-Scans liefern (DREXLER und FUJIMOTO, 2008). Eingeschränkt wird die Aufnahmegeschwindigkeit der SD-OCT lediglich durch die Auslesegeschwindigkeit der Kamera im Spektrometer (DREXLER et al., 2014).

2.2.3. Die Eindringtiefe

Die Eindringtiefe des Lichtes in das Gewebe wird von der Absorption und der Streuung des vorliegenden biologischen Gewebes bestimmt.

Je nach Transparenz der vorliegenden Struktur und der Wellenlänge des verwendeten Lichts kann in die Tiefe vorgedrungen werden und eine optische Darstellung ermöglicht werden. Durch die Verwendung von beispielsweise einer zentralen Wellenlänge von etwa 1000 nm kommt es zu einer deutlich verbesserten Tiefenauflösung in Wasser, also dem in biologischen Gewebe am häufigsten vorkommenden Stoff (WANG et al., 2003).

In nicht-transparenten Geweben wird eine Eindringtiefe von etwa 1-3 mm beschrieben (TOMLINS und WANG, 2005). So ist es möglich bei Froschembryonen bei einer Wellenlänge von 1300 nm eine Eindringtiefe von 3 mm zu erreichen und in vivo die anatomischen Strukturen und den Verlauf der Embryonalentwicklung zu verfolgen (BOPPART et al., 1996). Allerdings ist anzumerken, dass höhere Wellenlängen zwar zu einer größeren Eindringtiefe führen, jedoch eine schlechtere Auflösung zu Folge haben. Bei kürzeren Wellenlängen nimmt die Feinheit der Strukturdarstellung zu, weshalb die Wahl der Wellenlänge immer eine Abwägung zwischen diesen beiden Faktoren bedeutet. Üblicherweise arbeiten kommerzielle OCT Systeme im medizinischen Bereich bei einer Wellenlänge von etwa 800 nm (VAN VELTHOVEN et al., 2007).

2.2.4. Die Auflösung

Die axiale Auflösung, also die Tiefenauflösung, ist abhängig von der Kohärenzlänge der Lichtquelle und ist umgekehrt proportional zur spektralen Bandbreite (WANG et al., 2003). Die axiale Auflösung kann durch geringere Wellenlängen verbessert werden, jedoch dringen diese kurzen Wellenlängen schlechter in das Gewebe ein und es kommt zu vermehrten Streuungsartefakten (BOPPART, 2003).

Die laterale, also seitliche Auflösung hängt von der Größe des Untersuchungsgebietes ab. Wenn nur ein kleiner Bereich untersucht wird, verbessert dies die Auflösung (VAN VELTHOVEN et al., 2007). Eine sehr begrenzte laterale Auflösung bedeutet allerdings auch eine erschwerte klinische Untersuchung ganzer Gewebeproben.

Gebräuchliche TD-OCT verfügen zumeist über eine Superlumineszenz-Diode (SLD), welche bei einer zentralen Wellenlänge von etwa 800 nm arbeitet. Unter diesen Gegebenheiten kann eine axiale Auflösung von bis zu 6 µm erreicht werden (TOMLINS und WANG, 2005),

üblicherweise haben die kommerziellen Geräte aber meist eine Auflösung von 10 μm – 15 μm (DREXLER et al., 2001). Beim Einsatz eines Breitband $\text{Ti:Al}_2\text{O}_3$ Lasers bei der ultrahoch-auflösenden OCT (UHR-OCT) wird eine axiale Auflösung von bis zu 1 μm erreicht, i.d.R. werden hierbei 3 μm bei retinalen Aufnahmen und 2 μm bei kornealen Aufnahmen an axialer Auflösung erzielt (DREXLER et al., 2001).

2.2.5. Das optische Rauschen

Die Signal-to-noise-ratio (SNR) beschreibt die Leistungsfähigkeit eines Systems. Sie bezieht sich bei der OCT Aufnahme auf Rauschen bzw. Verzerrungen, welche innerhalb der Datenverarbeitung entstehen können. Optisches Rauschen kann daneben verschiedene Ursachen haben und die Feinheiten der darzustellenden Strukturen qualitativ erheblich reduzieren. Die SNR wird in Dezibel (dB) gemessen und beträgt bei herkömmlichen Geräten in etwa 90 dB (VAN VELTHOVEN et al., 2007). In jüngeren Studien konnte bei endoskopisch eingesetzter OCT durch die Verwendung von hochqualitativen polarisierten Fasern die SNR auf 35 dB – 40 dB reduziert werden, was zu einem verringerten Informationsverlust führt (SERGEEV et al., 1997).

2.2.6. Entwicklung und Einsatzgebiete der OCT

Die OCT ist eine Technik, die sich in den letzten Jahren rasant entwickelt hat. Zum momentanen Zeitpunkt sind bereits mehr als 10000 wissenschaftliche Artikel zu ihr veröffentlicht. Besonders in der Ophthalmologie ist sie die sich am schnellsten entwickelnde optische Bildgebungstechnik (DREXLER et al., 2014).

Mitte der 1980er Jahre wurden erstmals eindimensionale, axiale Messungen mittels spezieller Laser durchgeführt, um auf diese Weise kontaktfrei die exakte Länge des Auges zu vermessen (FERCHER et al., 1988). Zweidimensionale Aufnahmen folgten erstmals 1991. Zu diesem Zeitpunkt gelang es, Aufnahmen von der inneren Mikrostruktur des Auges und von Koronararterien zu erstellen (HUANG et al., 1991).

Zumeist wird die OCT in der Ophthalmologie zur Darstellung von der Netzhaut, der Hornhaut oder des Kammerwinkels verwendet, da sich durch die natürliche Lichtdurchlässigkeit am Auge eine lichtbasierte Technik wie die OCT anbietet. Sie ermöglicht eine große Bandbreite an Einsatzmöglichkeiten, wie Reihen- und Verlaufsuntersuchungen und durch die Transparenz des Auges kann hier eine relativ hohe Eindringtiefe erreicht werden (DREXLER und FUJIMOTO, 2008).

Aber auch in anderen Gebieten wird die OCT zunehmend zur Gewebedarstellung verwendet.

Verschiedene Gewebe brechen und reflektieren das Licht unterschiedlich. Dies macht man sich in der Onkologie zu Nutze. So können Basalzellkarzinome und Tumorgewebe bei Brustkrebs anhand ihrer differierenden Lichtstreuung im OCT identifiziert werden (FANTINI et al., 1998; PIERCE et al., 2004).

Weitere Einsatzgebiete der OCT finden sich in der Endoskopie. Auf diese Weise können tiefer liegende Organsysteme erreicht werden und die Schleimhäute von z.B. Ösophagus, Larynx, Gaster, Vesica urethralis, Uterus und Cervix hoch aufgelöst optisch dargestellt werden (SERGEEV et al., 1997). Herkömmliche Biopsien werden hingegen in zufällig ausgewählter Lokalisation entnommen und können häufig falsch negative Ergebnisse liefern.

In der Orthopädie wird die OCT sowohl im Tiermodell, als auch ex vivo zur Untersuchung von Knorpeldegenerationen erprobt (ROGOWSKA et al., 2003; PILGE et al., 2014).

In der Kardiologie hat die OCT in den vergangenen Jahren große Fortschritte erzielt. Durch den Einbau in Kathetersysteme können mit der OCT die Koronararterien am lebenden Patienten dargestellt werden und auf diese Weise Veränderungen wie Kalziumplaques, Fibroatherome, Thromben und Entzündungsherde erkannt werden (BEZERRA et al., 2009). Bereits Anfang der 1990er Jahre berichtete Huang et.al. von dieser Methode, die schon damals sowohl bei Herzoperationen am offenen Herzen eingesetzt wurde, als auch katheterbasiert Anwendung fand (HUANG et al., 1991). So können zum heutigen Stand am schlagenden Herzen Wandveränderungen in den Gefäßen schon vor dem Eintreten von klinischen Symptomen erkannt und gegebenenfalls frühzeitig therapiert werden. Auch bei der Stentimplantation eröffnet die OCT neue Einsatzgebiete (MALLE et al., 2013).

Sogar in der Zahnmedizin wird die OCT zur Darstellung von Zahnschmelz und peridentalem Gewebe als kostengünstige und sichere Methode eingesetzt (OTIS et al., 2000).

In der Neurologie ist es gelungen die OCT erstmals für Verlaufsuntersuchung der neuronalen Entwicklung bei Froschembryonen einzusetzen (BOPPART et al., 1996). Da die OCT nicht in der Lage ist, die Schädeldecke zu durchleuchten, ist eine direkte nicht-invasive Untersuchung des Gehirns nicht möglich. In tieferen Körperschichten ist zuerst eine chirurgische Freilegung der entsprechenden Struktur für die OCT Untersuchung nötig, wobei sie dann ein hilfreiches Bildgebungsverfahren während mikrochirurgischer Eingriffe stellen kann (BOPPART, 2003).

Ein anderer Zugangspunkt, um neuronale Vorgänge mit OCT sichtbar zu machen besteht über die transparenten Strukturen des Auges, wo sich am Fundus des Auges der Sehnervenkopf und ihn betreffende Veränderungen darstellen lassen (LIDSTER und BAKER, 2012).

2.2.7. Optische Kohärenztomographie in der Ophthalmologie

Die optische Kohärenztomographie hat sich aufgrund der günstigen anatomischen Gegebenheiten besonders als diagnostisches Mittel in der Ophthalmologie bewährt und dient hier als zuverlässige Methode zur Erkennung von primären und durch Systemerkrankungen manifestierten sekundären Augenerkrankungen (AL-MUJAINI et al., 2013).

2.2.7.1. Fundus

In der Humanmedizin befinden sich die häufigsten klinischen Einsatzgebiete am Augenfundus bei der Erkennung, Lokalisierung und Quantifizierung der Gesamtdicke der einzelnen Schichten der Retina bzw. Choroidea und der Beschaffenheit des Sehnervenkopfes. Ebenso werden mit der OCT altersbedingte Makuladegenerationen, Retinaablösungen, Risse in der Retina oder Ödeme in bzw. unter der Netzhaut detektiert. Die Erkennung von vitreo-makulären Adhäsionen, epiretinalen Membranen und diabetischen Retinopathien gehören ebenfalls zu den Einsatzgebieten der OCT am Augenfundus (ADHI und DUKER, 2013; AL-MUJAINI et al., 2013).

Da die Eindringtiefe der OCT in das Gewebe beschränkt ist, ergeben sich hieraus Grenzen der klinischen Untersuchungsmöglichkeiten. Bei Linsenluxationen und Katarakten kommt es daher zu Einschränkungen der Visualisierung des Fundus. Ebenso ergeben sich Darstellungsprobleme der retinalen Strukturen bei sehr kleinen Tieren, aufgrund der begrenzten Pupillengröße, welche als Projektionsfenster für den Laserstrahl dient. Eine medikamentöse Weitstellung der Pupille erweist sich hierbei als hilfreich (VELASCO GALLEGO, 2015).

Retinale Untersuchungen mittels OCT an Tieren erfolgten anfangs vornehmlich im Tiermodell für humanmedizinische Studien. Verschiedenste Tierarten wurden hierbei mittlerweile verwendet, beispielsweise Nager, wie Mäuse und Ratten, die unter Laborbedingungen einfach zu halten und nachzuzüchten sind.

Bei verschiedenen Mauslinien ist es schon früh gelungen, quantitative Dickenvermessungen der Retina und degenerative Prozesse optisch dazustellen (LI et al., 2001).

Die Transplantation einzelner Retinaschichten lässt sich bereits seit Jahren im Tiermodell an Ratten erfolgreich durchführen und bildlich dokumentieren, wofür Tieren mit degenerativen Retinaveränderungen Spenderschichten in den subretinalen Raum eingebracht werden. Diese Transplantate lassen sich deutlich in den OCT Aufnahmen erkennen, ebenso die mittels Operation an den Augenstrukturen gesetzten Augenläsionen (SEILER et al., 2010).

Bei Kaninchen kann durch induzierte Retinaablösung der exakte strukturelle Ablauf der Degeneration dokumentiert und histologisch verifiziert werden (YAMAUCHI et al., 2011). Jedoch ist bei dieser Tierart die Positionierung zur Aufnahme der Bilder erschwert. Bei Kaninchen findet sich eine besondere Anatomie des Augenhintergrundes, da der Sehnervenkopf zum einen sehr weit dorsal am Fundus zu finden ist und er zum anderen vergleichsweise sehr tief liegt (MCLELLAN und RASMUSSEN, 2012).

Der menschlichen Retina am ähnlichsten ist noch immer die Netzhaut von nicht menschlichen Primaten.

Deshalb werden die Auswirkungen eines erhöhten Augeninnendrucks auf die Netzhaut am sichersten an Makaken getestet und die Veränderungen sind mit der OCT darstellbar. Bei erhöhten Druckwerten lässt sich eine eindeutige Verminderung der Dicke der retinalen Nervenfaserschicht vermerken, was ebenfalls histologisch-pathologisch verifizierbar ist (SCHUMAN et al., 2007).

Bei Schweinen finden sich starke anatomische Ähnlichkeiten zur Augenstruktur beim Menschen, die retinalen Strukturen sind im OCT erfolgreich zu differenzieren und die

Resultate sind histologisch validierbar. Schweine eignen sich aus diesen Gründen für Tiermodelle besonders gut (GLOESMANN et al., 2003).

Hunde und Katzen dienen einerseits als Tiermodelle, andererseits ist die Tiermedizin heutzutage gerade im Kleintierbereich auf einem sehr hohen Standard angelangt und hochtechnische Geräte wie die OCT werden hier im Klinikalltag routinemäßig eingesetzt.

Auch bei diesen beiden Spezies gibt es anatomische Besonderheiten, die bei der OCT Aufnahme berücksichtigt werden sollte. Sowohl Hunde als auch Katzen besitzen ein Tapetum lucidum, welches bei der Illumination des Fundus hinderlich sein kann und bei der Einstellung der Aufnahmeparameter des OCT kalkuliert werden sollte (MCLELLAN und RASMUSSEN, 2012). Außerdem hat sich aufgrund der vielen Bewegungsartefakte bei Tieren eine Sedation oder gar eine vollständige Bewusstseinsausschaltung bewährt und atraumatische Vorrichtungen zur Prävention eines Nickhautvorfalls werden empfohlen (MCLELLAN und RASMUSSEN, 2012).

Bei Hunden wurde mithilfe der OCT Vermessung festgestellt, dass bei ihnen ein signifikanter Dickenunterschied der oberen, also der tapetalen und der unteren Retinahälfte, also der nicht-tapetalen Region besteht (HERNANDEZ-MERINO et al., 2011). Bei Katzen befindet sich die dickste retinale Lokalisation in der peripapillären Region, gefolgt von der Retinaperipherie und schließlich von der Area centralis (GEKELER et al., 2007).

Bei Pferden wird aufgrund der Größe der Tiere eine mobile Gerätevariante verwendet. Die Tiere sollten sediert werden, um unnötige Bewegungsartefakte zu vermeiden. Der Palpebralreflex kann medikamentös geblockt werden und es empfiehlt sich eine Mydriasis zu induzieren, um leichteren Zugang durch die Pupillenöffnung zu erreichen. Bei Pferden stellt sich die nasale Retinaregion am dicksten dar, gefolgt vom temporalen, dorsalen und ventralen Quadranten (PINTO und GILGER, 2014).

In der Ornitho-Ophthalmologie hat sich die OCT ebenfalls als zuverlässiges und aussagekräftiges diagnostisches Mittel erwiesen.

In Basisstudien konnte die Darstellbarkeit der anatomischen Verhältnisse am gesunden Hühnerauge mittels OCT eruiert und die Resultate der Netzhautdicken anhand von nicht-fixierten Gefrierschnitten validiert werden (MOAYED et al., 2011). Ebenso wurde mit Augen von Hühnern mit degenerativen Netzhautprozessen verfahren. Es lässt sich eine unterschiedlich intensive Reflektion der Schichten vermerken, wobei bei den physiologischen Retinae die inneren Schichten mit Fotorezeptoren die höchste Reflektion zeigen, während bei degenerierten Retinae diese Fotorezeptoren fehlen und bei ihnen das Pigmentepithel in der Rückstrahlung dominiert (HUANG et al., 1998).

Es zeigt sich bei verschiedensten Vogelarten, dass pathologische Veränderungen am Augenhintergrund mit der OCT weitaus zuverlässiger erkannt und diagnostiziert werden können als mit der herkömmlichen klinisch-ophthalmologischen Untersuchung. Die häufigsten Befunde sind dabei retinale und choroidale Degenerationen, Retinaablösungen, Risse in der Choroidea und Ablagerungen von extrazellulären Material unter der Netzhaut (Drusen) (RAUSCHER et al., 2013).

Im Vergleich zum Säuger ist der Aufbau der Netzhautschichten prinzipiell gleich, jedoch variieren Teile einzelner anatomischer Strukturen unter den verschiedenen Vogelarten. Bei verschiedenen Greifvogelarten lässt sich der unterschiedlich geformte Pecten oculi gut darstellen, die Anzahl, Anordnung und Tiefe der Foveae und die variierende retinale Gesamtdicke lässt sich in der OCT hochauflösend zwei- und dreidimensional darstellen und Kartierungen der flächenhaften Dickenverteilung des Augenhintergrundes können angefertigt werden (RUGGERI et al., 2010; VELASCO GALLEGO, 2015).

2.2.7.2. Vorderes Augensegment

Die OCT entwickelt sich auch am vorderen Augensegment rasant und erfährt zunehmend an Bedeutung (SIMPSON und FONN, 2008). Die ersten Modelle für das vordere Augensegment wurden Mitte der 1990er Jahre auf den Markt gebracht und entsprechende wissenschaftliche Arbeiten wurden hierzu publiziert (IZATT et al., 1994). Die Geräte arbeiteten zunächst vornehmlich mit der für das hintere Augensegment üblichen 830 nm Wellenlänge. Etwas später hat sich bei der Anterior Segment OCT (AS - OCT) die Verwendung von Wellenlängen von etwa 1300 nm durchgesetzt, um besser auch nicht - transparente Strukturen wie die Sklera erfassen zu können (RADHAKRISHNAN et al., 2001).

Am vorderen Augensegment kann die AS - OCT zur Vermessung der Hornhaut, der Darstellung der vorderen Linsenkapsel, der Iris, des Kammerwinkels und Teilen des Ziliarkörpers dienen.

Hornhaut

Bei der topographischen und pachymetrischen Vermessung, sowie der Kartierung der Kornea mit samt ihrer einzelnen Schichten stellt die AS-OCT eine schnelle und zuverlässige Methode zur Erkennung von okularen Pathologien dar (HAQUE et al., 2008; LI et al., 2008).

Die menschliche Hornhaut zeigt sich in ihrer Morphologie in verschiedenen Regionen als uneinheitlich. So beträgt die zentrale Gesamtdicke (Central Corneal Thickness, CCT) beim

Menschen 517 μm - 546 μm (LI et al., 2006; SIN und SIMPSON, 2006; HAQUE et al., 2008; LI et al., 2008). Bei der Vermessung der peripheren Hornhautdicke (Peripheral Corneal Thickness, PCT) fällt auf, dass die Gesamtdicke sich nasal und temporal nicht unterscheidet, es sich aber superior eine prominentere Gesamtdicke ergibt als inferior (ERICKSON et al., 2002; HAQUE et al., 2008). Insgesamt ist der limbale Bereich der Kornea dicker als der zentrale (FENG und SIMPSON, 2005), was damit zusammenhängen kann, dass sich in diesem Bereich neben den Stammzellen auch viele Nerven und Gefäße befinden (BIZHEVA et al., 2011). Die Dickenzunahme im limbalen Bereich bezieht sich hierbei nur auf die Gesamtdicke der Hornhaut. Das Epithelium weist in diesem Bereich die gleiche Dicke auf wie in der zentralen Kornea (FENG und SIMPSON, 2005).

Bei Patienten, die unter einer Keratokonjunktivitis sicca leiden oder die Medikamente einnehmen, die den Augeninnendruck senken, ist die Gesamtdicke im limbalen Bereich signifikant geringer als bei Menschen mit physiologischen Augen (FRANCOZ et al., 2011).

Die bisherige Methode der Wahl in der Pachymetrie, also der Dickenvermessung der Hornhaut, war die Hochfrequenz-Sonographie. Mit ihr kann die Oberfläche der Hornhaut komplett abgefahren werden und auf diese Weise eine topographische Karte der Kornea erstellt werden (REINSTEIN et al., 2008). Die Eindringtiefe in das Probengewebe ist bei der Sonographie deutlich höher als die der OCT, jedoch erreicht sie nur eine bildliche Auflösung von etwa 25 μm (NOLAN, 2008) während die OCT mit den herkömmlichen Geräten eine Auflösung von etwa 2 μm an der vorderen Augenkammer erreicht werden kann (DREXLER et al., 2001). Die Messergebnisse von Sonographie und OCT an der kornealen CCT weisen eine hohe Korrelation auf, jedoch misst die OCT bei physiologischen Augen stets eine leicht geringere Gesamtdicke (LI et al., 2006).

Durch die genaue Darstellung und Vermessung der Hornhaut kann die frühzeitige Detektion von Korneadegenerationen, traumatischen Läsionen oder Korneavernarbungen erfolgen. Ebenso ist die OCT für die Abschätzung der Prognose bei kornealen Operationen, wie der Laser-in-situ-Keratomileusis (LASIK) und anderen refraktiven Eingriffen eine aussagestarke Methode und die kontaktfreie Anwendungsmöglichkeit bietet eine einfache und sichere Möglichkeit der Einhaltung von sterilen Operationsbedingungen (BINDER et al., 2005; SARUNIC et al., 2008).

Beim Keratokonus kommt es zu einer progressiven, bilateralen Ausdünnung der Kornea in Verbindung mit einer Vorwölbung und häufig auch einer Vernarbung der Hornhaut, was entsprechend zu Einschränkungen des Visus führt (KRACHMER et al., 1984). Die frühzeitige Erkennung eines Keratokonus wird durch die Erstellung von pachymetrischen Karten der Hornhaut ermöglicht. Mittels einigen OCT-Modellen lassen sich topographische Karten

erstellen, in denen sowohl das Dickenprofil der Hornhaut, als auch asymmetrische Steigungen der Oberfläche darstellbar sind (GORA et al., 2009). Bestimmte Ausdünnungsmuster können Hinweise auf die Entwicklung pathologischer Veränderungen geben, was Prognosestellungen präziser machen kann. Die Entscheidung zur Durchführung eines refraktiven operativen Eingriffs kann dadurch erleichtert werden (BINDER et al., 2005). Die OCT findet ebenfalls an der Hornhaut Anwendung zur Anpassung und Verträglichkeit von verschiedenen Kontaktlinsen. Die hochauflösende Bildgebung erlaubt Aussagen über Langzeitveränderungen an der Hornhautoberfläche bzw. pachymetrischer Veränderungen an den linsenbedeckten Lokalisationen (WANG et al., 2003; HAQUE et al., 2008). Es wird vermutet, dass es durch das tägliche Tragen von harten gasdurchlässigen Kontaktlinsen (Rigid Gas Permeable, RGP) zu einer Verminderung der Homöostase und damit zu einer langsameren Erneuerung der oberen Epithelzellen kommt, was unter Umständen zu einer Ausdünnung der Gesamtdicke der Hornhaut führen kann (LADAGE et al., 2003). Mittels Konfokalmikroskopie konnte nachgewiesen werden, dass das Tragen von Linsen zu einer Dickenminderung des Epithels von bis zu 9,8 % führt. Die Zunahme von 10,5 % epithelialer Zellen an der Oberfläche wird auf eine verminderte Zellabschilferung durch die Kontaktlinsen zurückgeführt (LADAGE et al., 2001).

Dank der erreichbaren Eindringtiefen von bis zu 3 mm in das Gewebe, ist auch die Untersuchung von getrübbten Hornhäuten möglich und die Ergebnisse lassen sich mit der herkömmlichen Methode der Sonographie vergleichen (KHURANA et al., 2007; ZHOU et al., 2013). Im Unterschied zur Untersuchung mittels Spaltlampe lassen sich auf diese Weise auch bei Pannusbildung der Hornhaut die darunter folgenden Schichten der Kornea darstellen und eventuelle pathologische Veränderungen, wie beispielsweise Ablösungen der Descemetischen Membran, detektieren (WYLEGALA et al., 2009).

In der Tiermedizin machen die pachymetrischen Untersuchungen von Tieren stetigen Fortschritt. Dabei ist es wichtig, grundlegende Basiswerte der einzelnen Tierarten zu erfassen, um krankhafte Veränderungen besser erkennen zu können. Bei Kaninchen lassen sich zentrale Hornhautdicken von durchschnittlich 390 µm ermitteln (WANG et al., 2014). Bei Beagles ist eine CCT von 587.72 ± 32.44 µm festgestellt worden, was bei dieser Hunderasse weitestgehend mit den höheren Werten von 598.54 ± 32.28 µm im Ultraschall korreliert (ALARIO und PIRIE, 2014a). Beim Einbeziehen weiterer Rassen ergibt sich im OCT für Hunde eine CCT von 500 - 660 µm (ALARIO und PIRIE, 2014b; FAMOSE, 2014).

Bei Katzen beträgt die zentrale Hornhautdicke 540 - 660 µm (ALARIO und PIRIE, 2013; FAMOSE, 2014).

In der Vogelmedizin ist die Hornhaut bislang nur mittels Sonographie vermessen worden. Hierbei stellte man Werte bei Turmfalken von $155.82 \pm 16.30 \mu\text{m}$, bei Steinkäuzen von $141.21 \pm 18.03 \mu\text{m}$ und beim Uhu von $240.00 \pm 8.42 \mu\text{m}$ für die Hornhautdicke fest (BAYON, 2006). In einer anderen Studie wurden sonographische Werte für die Hornhautdicke von $570 \mu\text{m}$ bei Mäusebussarden, $391 \mu\text{m}$ bei Sperbern, $450 \mu\text{m}$ bei Habichten, $310 \mu\text{m}$ bei Turmfalken, $300 \mu\text{m}$ bei Waldohreulen, $320 \mu\text{m}$ bei Waldkäuzen und $290 \mu\text{m}$ bei Steinkäuzen ermittelt (STROBEL, 2010).

Bei Tieren zeigt sich die AS - OCT bislang als zuverlässig in der Darstellung von epithelialen Ulzerationen und Ablösungen, oberflächlichen Keratitiden, Melanosis und dem Einsprossen von kornealen Blutgefäßen. Zelluläre Infiltrationen können anhand von erhöhter Reflektivität detektiert werden. Das genaue Ausmaß von Fremdkörpern und kornealen Sequestern stellt sich aufgrund der verminderten Lichtdurchlässigkeit schwierig dar, während alle Arten von strukturellen Veränderungen der Hornhaut selbst reproduzierbar aufgezeigt werden können (FAMOSE, 2014).

Kammerwinkel

Die Vermessung des Kammerwinkels ist mit dem AS-OCT beim Menschen als wertvolles diagnostisches Mittel einzustufen. Die Darstellung und Vermessung des Winkels lässt den aktuellen Status und Folgeuntersuchung gerade bei Patienten mit Engwinkelglaukom zu (NOLAN, 2008). Zur genauen Vermessung des Kammerwinkels ist eine hohe Auflösung und damit exakte Erkennbarkeit der anatomischen Strukturen notwendig. Zum Anlegen der in das Gerät eingebauten Winkelmesser müssen anatomische Strukturen, wie die Skleralspur, eindeutig identifizierbar sein, was mit herkömmlichen Methoden wie der Sonographie nicht gewährleistet ist. Mit der AS-OCT kann dies zuverlässig erreicht werden und bei der Kammerwinkelvermessung kann eine exzellente Reproduzierbarkeit erreicht werden (LEUNG et al., 2008).

In der Tiermedizin kann der Kammerwinkel erfolgreich bei Katzen, Hunden und Minipigs dargestellt und vermessen werden. Ebenso ist es gelungen den Kammerwinkel von verschiedenen Affenarten zu evaluieren und für die entsprechenden Arten Basiswerte zur Feststellung der physiologischen Werte zu erfassen (ALMAZAN et al., 2013).

Regenbogenhaut

Von der Regenbogenhaut (Iris) ist es möglich die unterschiedlichen Schichten zu differenzieren, also das Pigmentepithel und das Stroma darzustellen, sowie die anteriore Linsengrenze von den posterioren Regenbogenhautanteilen zu unterscheiden. Hierbei fällt auf, dass bei einer stark pigmentierten Iris die Streuung schon an der vorderen Linsenschicht

zunimmt, während diese Schicht bei einer wenig pigmentierten Iris kaum darstellbar erscheint. Bei geringer Pigmentation erfolgt die größte Streuung des Lichtes am hinteren Pigmentepithel (RADHAKRISHNAN et al., 2001).

Bei der Weit- und Engstellung der Pupille ist im OCT die dynamische Anpassung der Iris zu beobachten. Ein Umschlagen des Pigmentepithels am Margo pupillaris der Iris nach anterior, sowie eine Aufwölbung dieses Randes durch den kontrahierten Sphinktermuskel sind ebenso deutlich wahrnehmbar, wie die Bildung von Krypten in der Iris, bedingt durch ihre Verkürzung (RADHAKRISHNAN et al., 2001).

Sklera

Die Sklera stellt sich als stark hyperreflektive Struktur dar. Oberflächliche Strukturen, wie sklerale Gefäße können noch detektiert werden, darüber hinaus ist die Reflektivität allerdings zu hoch, um klare Strukturen zu unterscheiden. Am Übergang von Kornea zu Sklera ist an der Innenseite die Skleralspur zu erkennen, die wie bereits erwähnt, wichtig für die reproduzierbare Vermessung des Kammerwinkels ist (LEUNG et al., 2008).

Ziliarkörper

Bei der Erfassung des gesamten Ziliarkörpers kommt es beim menschlichen Auge im hinteren Bereich zu Signalaufösungen, da die Streuung des Lichts an dieser Stelle zu stark wird (SARUNIC et al., 2008). Sklera und Teile der Iris schirmen trotz der Erhöhung der Wellenlänge auf 1300 nm die posterioren Strukturen zu stark ab und es kommt zu Bildauslöschungen (NOLAN, 2008).

Die Pars plicata, welche direkt unter der Sklera zu finden ist, lässt sich nur als verwaschene hyporeflektive Struktur wahrnehmen. Das Ziliarkörperepithel zieht von der Iris durchgehend zur Retina und ist deutlich abgrenzbar. Sie bedeckt die dünne Pars plana, welche hierdurch ebenfalls identifizierbar wird. Der entsprechende Anteil des Ziliarkörpers, der den Kammerwinkel formt, ist beim menschlichen Auge in der OCT problemlos darstellbar (RADHAKRISHNAN et al., 2001; NOLAN, 2008).

Der Schlemmsche Kanal stellte sich mittels OCT nasal signifikant größer als temporal dar (KAGEMANN et al., 2010). Er weist einen Durchmesser von 100 - 200 µm auf und ist in der AS-OCT deutlich sichtbar, ebenso erfährt die Darstellung des trabekulären Maschenwerks eine signifikante Verbesserung in der AS-OCT im Vergleich zu herkömmlichen bildgebenden Verfahren (SARUNIC et al., 2008).

Linse

Die anteriore Linsenkapsel stellt sich als feine Linie in der Pupillenöffnung dar. Diese Linie weist eine hohe Reflektivität auf, ist allerdings nur unregelmäßig reproduzierbar und meist

lediglich in der Pupillenöffnung zu erkennen. Die posteriore Linsenkapsel ist nur selten erkennbar (RADHAKRISHNAN et al., 2001).

Die AS-OCT stellt in der Humanmedizin ein vielversprechendes diagnostisches Mittel bei verschiedenen okularen Pathologien dar, einschließlich der Folge- und Verlaufsuntersuchungen bei keratorefraktiven Eingriffen und in der Glaukomerkennung. Ebenfalls zeigt sie Potential zur Erkennung von Zysten oder Tumoren an Iris oder Ziliarkörper (RADHAKRISHNAN et al., 2001).

Klare Einschränkungen der klinischen Einsatzgebiete werden jedoch durch die Lichtauslöschung durch die pigmentierte Iris gegeben. Strukturen posterior der Iris, Teile des Ziliarkörpers und periphere Anteile der Iris selbst können nicht oder nur eingeschränkt mittels OCT dargestellt werden (NOLAN, 2008).

III. MATERIAL UND METHODEN

3.1 Probanden

Für die vorliegende Studie wurden im Zeitraum von Juli 2014 bis Oktober 2015 die Augen von 52 verschiedenen tag- und nachtaktiven Greifvögeln untersucht. Bei den Probanden handelte es sich um Wildtiere, die verletzt oder flugunfähig aufgefunden wurden und in die Klinik für Vögel, Reptilien, Amphibien und Zierfische als Patienten eingeliefert wurden. Da im Rahmen der klinischen Routineuntersuchung insbesondere bei Greifvögeln immer auch eine gründliche Augenuntersuchung erfolgen sollte (KORBEL, 1991; REESE, 2008), wurden bei Verdacht auf eine okulare Veränderung beide Augen des Patienten mittels OCT aufgenommen und dargestellt.

In die Studie selbst wurden nur Aufnahmen von Probanden einbezogen, bei denen aufgrund der klinischen Augenuntersuchung, in Verbindung mit der OCT Aufnahme, eine okulare Veränderung ausgeschlossen werden konnte.

Von jedem Tier wurden zu Vergleichszwecken beide Augen untersucht. Dabei wurde bei den einzelnen Größenverhältnissen der Strukturen von keinem erheblichen Unterschied vom rechten zum linken Auge ausgegangen. Bei einer einseitigen, maßgeblichen Differenz dieser Verhältnisse konnte von einer krankhaften Veränderung an diesem Auge ausgegangen werden.

Die untersuchten Greifvogelarten, sowie die entsprechenden Probandenzahlen und Altersverteilungen sind in Tabelle 1 abzulesen. Die Greifvogelarten werden in dieser Tabelle sowohl auf Deutsch als auch mit ihrer wissenschaftlichen Bezeichnung genannt. In den folgenden Fließtexten werden lediglich die deutschen Namen titulierte.

Tabelle 1: Art, Anzahl und Altersverteilung der Probanden

Systematik:(GRZIMEK, 1979/80)	Anzahl	juvenil	subadult	adult
Habichtartige (Accipitridae)				
Mäusebussard (Buteo buteo)	8			8
Sperber (Accipiter nisus)	8			8
Habicht (Accipiter gentilis)	5			5
Wespenbussard (Pernis apivorus)	1		1	
Falken (Falconidae)				
Turmfalken (Falco tinnunculus)	21	4	5	12
Baumfalke (Falco subbuteo)	3			3
Wanderfalke (Falco peregrinus)	2			2
Eulen (Strigidae)				
Waldkauz (Strix aluco)	2	1		1
Steinkauz (Athene noctua)	1			1
Waldohreule (Asio otus)	1			1
Gesamtanzahl	52	5	6	41

3.2. Allgemeine Untersuchung der Probanden

Alle Vögel, die als Patienten in die Klinik für Vögel, Reptilien, Amphibien und Zierfische kommen, werden standardisiert untersucht. Hierfür werden eine Anamnese, eine Adspektion und eine klinische Untersuchung durchgeführt (REESE, 2008).

Bei den Wildvögeln, zu denen alle in dieser Studie verwendeten Greifen gehörten, beschränkte sich die Anamnese darauf, das ungefähre Alter (juvenil, subadult, adult), das Geschlecht (soweit äußerlich eindeutig erkennbar) und gewisse Hintergrundinformationen zu erfassen, wie beispielsweise ob ein Anflugtrauma beobachtet wurde oder unter welchen Umständen das Tier aufgefunden wurde.

Bei der Adspektion wurden Parameter wie Verhalten, Sehfähigkeit, Orientierung in der Umgebung, Stehfähigkeit/Körperhaltung, Gefiederzustand und offenkundig sichtbare Verletzungen abgeklärt.

Die klinische Untersuchung erforderte eine Fixation des Patienten. Hierbei wurden eruiert:

- Ernährungszustand
- Gewicht
- Palpation der Extremitäten auf eventuelle Krepitation oder vermehrte/verminderte Beweglichkeit
- Adspektion des Locus minoris resistientiae
- Adspektion der Augen und Ohröffnung
- Adspektion der Körperöffnungen
- Palpation des Bauches
- Absuchen der Körperoberfläche nach eventuellen Läsionen
- Zustand der Sohlenballen und Hautanhangsgebilde
- Nativausstrich einer Kotprobe (soweit vorhanden) und eines Kropfabstriches

3.3. Allgemeine ophthalmologische Untersuchung

Die allgemeine ophthalmologische Untersuchung wurde an den Untersuchungsgang von Korbel (1994) angelehnt und gliederte sich in die Anamnese und die allgemeine Untersuchung der Augen (KORBEL, 1994).

Beim Ziervogel ist neben der allgemeinen Anamnese eine gründliche ophthalmologische Anamnese sehr bedeutsam. Hierbei wird beispielsweise das allgemeine Verhalten des Tieres erfasst, also ob es viel am Boden sitzt, eher ruhig oder aktiv ist, seine Orientierung im Käfig, Flugverhalten beim Freiflug und in fremder Umgebung. Es wird erfragt, ob der Vogel sein Futter und Wasser findet, wenn diese an verändertem Ort im Käfig angeboten werden und ob sich bei Gruppenhaltung das Sozialgefüge eventuell verändert hat.

Beim Wildvogel ist diese Art der Anamnese nicht möglich, weshalb sich der Untersucher vorerst auf die reine Adspektion beschränken muss.

Für diese Studie wurden die Patienten so begutachtet, dass diese sich weitgehend unbeobachtet fühlten. Beurteilt wurde das allgemeine Verhalten, die Orientierung in einer ungewohnten Umgebung, das Fressverhalten und teilweise auch das Flugverhalten, wie oben bereits beschrieben.

Sichtproben wurden durch das vorsichtige Annähern der Hand an beide Augen durchgeführt.

Am fixierten Patienten wurde daraufhin zunächst von frontal und von dorsal begutachtet, beide Augen im Vergleich auf Schwellungen, Umfangsvermehrungen und Größenzu- oder Abnahme der Bulbi begutachtet und ebenso palpatorisch hierauf untersucht.

Des Weiteren erfolgte im periokularen Bereich eine Adspektion auf Verletzungen, Federverlust und auf eventuellen Augenausfluss.

Außerdem wurde bei jedem Vogel eine gründliche Adspektion der Ohren vorgenommen. Hier lassen sich häufig nach einem Anflugtrauma Blutungen und okulare Läsionen erkennen, da über die Ohröffnung meist die temporale Bulbuswand und Teile der Fundusperipherie sichtbar sind (REESE, 2008).

3.3.1. Messung des intraokularen Drucks (IOD)

Für diese Studie wurde für die Erfassung des Augennendrucks ein TonoVet® verwendet. Es sind 3 verschiedene Vorkalibrierungen im Gerät vorhanden, wobei in dieser Studie alle Probanden mit der Kalibrierung „d“ untersucht wurden, um eine Vergleichbarkeit zu erreichen.

Die Erfassung des intraokularen Druckes erfolgte immer am Anfang der Untersuchung des Patienten, um eine Änderung des Druckes infolge von Stress, erhöhten Blutdrucks o.ä. zu vermeiden. Ebenso wurde darauf geachtet, dass bei der Messung keine erhöhte Tension auf Körper oder Hals des Probanden ausgeübt wurde, welches auch zu Veränderungen des Augeninnendruckes führen kann.

Die untersuchten Tiere wurden in aufrechter Position gehalten und der Prüfstift wurde im 90° Winkel senkrecht auf die zentrale Kornea gerichtet.

Bei jeder Messung ermittelte das TonoVet® aus sechs Messwerten einen Mittelwert. Die erfolgreiche Erhebung der Einzelwerte bzw. des errechneten Mittelwertes wurden durch unterschiedliche Signaltöne angezeigt.

Insgesamt wurde jedes Auge dreimal vermessen und der Mittelwert hieraus gezogen.

3.3.2. Untersuchung der vorderen Augenkammer

Die vordere Augenkammer wurde mittels einer Kowa SL-15 Spaltlampe (Fa. Kowa, Tokio, Japan) untersucht. Bei diesem Modell konnte zwischen drei Lichtintensitäten, Kobaltblau, zwei verschiedenen Vergrößerungen und Spaltbreiten von 0,1, 0,2 und 0,8 mm gewählt werden.

Bei der Untersuchung wurde eingehend mittels runder Lichtquelle der Pupillarreflex geprüft, indem im abgedunkelten Raum mit schwingender Bewegung die Lichtquelle auf das Auge geleuchtet wurde. Der Pupillarreflex gilt als positiv, wenn die Pupille sich auf den Lichtreiz hin zusammenzog.

Anschließend wurde mit ebenfalls runder Lichtquelle die Vorderkammer als Ganzes betrachtet. Es wurde auf Auflagerungen oder Fremdkörper auf der Kornea oder an der Konjunktiva geachtet, eventuelle fokale oder generalisierte Trübungen der Hornhaut ausgeschlossen, die Unversehrtheit der Iris überprüft und auf mögliche Blutungen, Fibringerinnsel oder andere Entzündungsprodukte im Kammerwasser der Vorderkammer geachtet.

Ebenso wurden auf diese Weise andere pathologischen Prozesse der Vorderkammer wie beispielsweise Synechien ausgeschlossen.

Mit einem an das Vogelauge angepassten Spalt wurde die Vorderkammer beurteilt.

Das Licht wurde zuerst coaxial zur Blickrichtung des Untersuchers gehalten. Angefangen im 90° Winkel senkrecht auf das Auge schauend, dann im 45° Winkel von jeweils nasal und temporal betrachtend und anschließend im 180° Winkel von jeweils nasal und temporal wurde die Vorderkammer untersucht.

Dann wurde von nasal nach temporal in schwingender Bewegung das Patientenaugen in weiterhin coaxialer Blickrichtung beurteilt, um die gesamte Vorderkammer aus allen Blickwinkeln bestmöglich zu begutachten.

Anschließend verblieb der Untersucher stationär mit Blickrichtung 90° senkrecht auf das Vogelaugen und die Lichtquelle fiel wiederum erst im 45° Winkel nasal und temporal ein, dann im 180° Winkel und schließlich mit schwingender Bewegung von nasal nach temporal fahrend, um bei diesem unterschiedlichen Lichteinfall eventuelle Reflektionen in der Vorderkammer erkennen zu können.

Der Schwenkarm der Spaltlampe wurde dabei so positioniert, dass je nach Größe des Vogelauges die 3 Purkinje Sanson'sche Spiegelbilder erkennbar wurden. Hierbei stellt das erste Bildchen die Hornhautoberfläche dar, das zweite die vordere Linsen kapsel und das dritte die hintere Linsen kapsel.

Bei der Untersuchung wurde die Gleichmäßigkeit und Unversehrtheit der Kornea beurteilt, auf pathologisches Material wie Entzündungsprodukte oder Blut in der Vorderkammer untersucht und auf eventuelle Trübungen der Linse geachtet.

Durch die verschiedenen Blickwinkel wurde abgesichert, dass die gesamte Vorderkammer gründlich beurteilt wurde.

3.3.3. Untersuchung mittels indirekter Ophthalmoskopie

Die indirekte Ophthalmoskopie wurde zur Beurteilung des Augenfundus durchgeführt. Hierfür wurden die Linsen „Double Aspheric“ (Fa. Volk Optical Inc. Mentor, USA) verwendet. Bei den Greifvögeln hat sich eine Linsenbrechkraft von 30 Dioptrien bewährt.

Der Untersucher trug zur indirekten binokularen Ophthalmoskopie ein Kopfbandophthalmoskop (FA. Heine, Herrsching, Deutschland), welches über verschiedene Lichtkegelgrößen, sowie weißes, blaues und grünes Licht verfügt.

Für die Untersuchung wurde der Vogel in ein Handtuch eingewickelt und eine fachkundige Person fixierte den Probanden.

Der Kopf des Vogels wurde mittels Kappengriff immobilisiert, der Fundusreflex wurde aus leicht dorsonasaler Blickrichtung aufgesucht und die Linse vor dem Auge positioniert.

Am Augenfundus wurde die Form und Unversehrtheit des Pecten oculi beurteilt. Außerdem wurde auf eventuelle Blutungen, sowie auf den Pigmentierungsgrad und eventuelle pathologische Veränderungen der Retina untersucht.

Bei den Probanden dieser Studie wurde keine Mydriasis mittels Parazentese durchgeführt, da der einsehbare Teil des Augenhintergrundes als diagnostisch ausreichend beurteilt wurde.

3.4. Das OCT Gerät

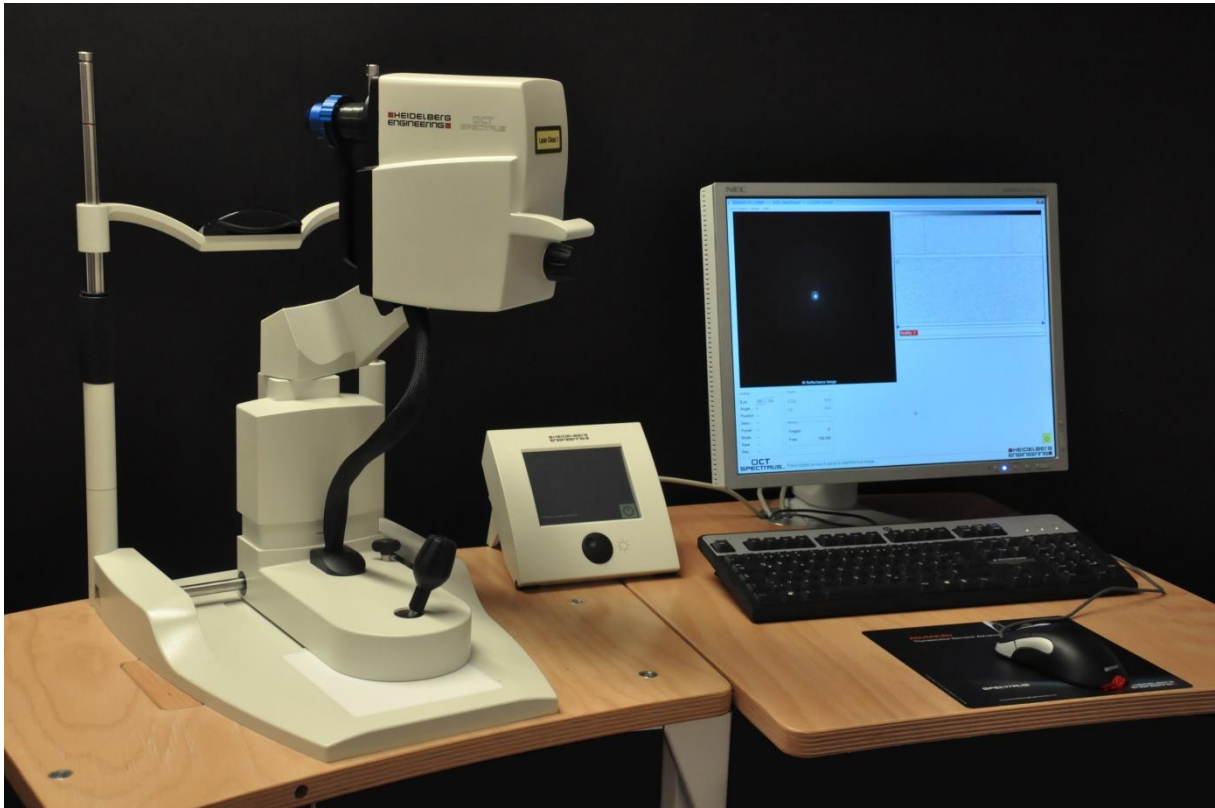


Abbildung 4: SPECTRALIS® HRA+OCT

Heidelberg Engineering, Heidelberg, Deutschland

In der vorliegenden Studie wurde das SPECTRALIS® HRA+OCT (Heidelberg Engineering, Heidelberg, Deutschland) verwendet, wie in Abbildung 4 dargestellt. Dieses Gerät diente ursprünglich der Aufnahme des Augenfundus. Durch das Anbringen des SPECTRALIS Anterior Segment Moduls (Abbildung 5) in Form eines speziellen Objektivs in Verbindung mit der entsprechenden Software konnte das Gerät in dieser Studie ebenfalls zur Darstellung des vorderen Augensegments verwendet werden.



Abbildung 5: Aufsätze für das OCT

Links: Fundusmodul; Rechts: Vorderkammermodul

Es wurde die Software Heidelberg Eye Explorer® (HEYEX) Version 5.7.5.0 verwendet und das HRA/Spectralis viewing Module 5.8.3.0.

Bei der Aufnahme erschienen zwei verschiedene Bilder auf dem Bildschirm, bedingt durch die Unterteilung des Gerätes in zwei Untereinheiten. Zum einen erhielt man ein Bild des gerade aufgenommenen Auges. Dies erfolgte über den IR-Laser (infrared reflectance image), welcher bei einer Wellenlänge von 815 nm arbeitete, einer output power von 0,10 mW entsprach und somit der Laserklasse 1 angehörte. Das andere Bild war die SD-OCT Aufnahme, welche mittels einer Superlumineszenz Diode mit einer Wellenlänge von 870 nm erfolgte. Sie erreichte eine output power von 1,20 mW und entsprach somit ebenso der Laserklasse 1. Diese Laserklasse wurde als unschädlich für das Auge eingestuft (Entsprechend der IEC 60825-1:2007).

Das Modul verfügte über die drei interaktiven Messfunktionen Kornea, Sklera und Kammerwinkel.

Bei allen Patienten wurde die Laserintensität auf 100 % eingestellt und der Scan Angle erfolgte stets bei 30°. Das Gerät verfügt über eine Active Eye Tracking Funktion, bei welcher zwei separate Lichtstrahlen ausgesendet werden, um jeweils zwei Aufnahmen gleichzeitig zu erfassen. Dabei leitet einer der Lichtstrahlen den OCT Strahl, um Bewegungsartefakte zu vermeiden. Das Active Eye Tracking wurde bei allen Aufnahmen zur Erfassung der Hornhaut verwendet.

3.4.1. Technische Vorbereitung OCT

Das OCT-Gerät wurde vor Beginn der Untersuchung mit der Kameraseite direkt an einen fest installierten Behandlungstisch herangestellt. Auf diesen Tisch wurde eine mobile Vorrichtung aus 3 Styroporboxen positioniert, um hierauf den Patienten zu positionieren. Alle drei Boxen wiesen unterschiedliche Größen auf (L33 cm x B20 cm x H6 cm; L33 cm x B20 cm x H16 cm; L33 cm x B20 cm x H8 cm), um die Ablagehöhe des Patienten variieren zu können und sie waren mit einem desinfizierbaren Material überzogen.

Vor der Untersuchung wurde das SPECTRALIS Anterior Segment Modul gegen das Standardobjektiv gewechselt. Hierfür wurde die ausgeschaltete Kamera ganz zurückgezogen, der Fokus bei aufgesetztem 30° Standardobjektiv auf -21 Dioptrien eingestellt, die Sauberkeit des Vorderabschnittobjektivs überprüft und eingewechselt (HEIDELBERG ENGINEERING, 2014). Außerdem musste die Kinnstütze auf der Patientenseite in unterste Position gebracht werden und die Stirnstütze wurde demontiert, um das humanmedizinische Gerät den Vogelpatienten anzupassen.

Die Kamera selbst konnte durch einen Schwenkkopf nach rechts und links geschwenkt und nach unten und oben bewegt werden, was eine gewisse Bewegungsfreiheit ermöglichte. In einer Schiene laufend, konnte sie vor dem Patienten nach rechts und links geschoben werden, womit in der Humanmedizin ohne Positionswechsel des Patienten eine Aufnahme des rechten bzw. linken Auges erfolgen kann. Ab der Mitte der Schiene sprang die Einstellung vom Aufnahmemodus des rechten bzw. linken Auges automatisch um und die Bilder wurden entsprechend der Position der Kamera als rechtes oder linkes Auge abgespeichert. Im Bearbeitungsmodus ließ sich dies im Nachhinein wieder umbenennen, so dass kein Auge falsch zugeordnet wurde. Wenn die Kamera genau mittig in der Schiene stand, ertönte ein Signal und es war keine Aufnahme möglich.

Nun wurde die Kamera eingeschaltet und der Fokusknopf so gedreht, dass die angezeigte Position bestmöglich auf 0 mm eingestellt war, was während der gesamten Untersuchung nicht mehr verändert werden durfte.

Das SPECTRALIS®+HRA OCT geht automatisch von einem keratometrischen Wert von 7,7 mm aus, welches dem Gullstrand Augenmodell entspricht. Dieses Augenmodell ist ein optisches System, welches einen wohldefinierten Standard für das menschliche Auge vorgibt.

Im „Cornea“ Modus wurde das Scanmuster „small“ eingestellt, bei welchem ein Volumenscan erfolgte. Die Anzahl der einzelnen Scans bei diesem Muster hing stark von den Bewegungsartefakten durch den Patienten ab. Bei jeder stärkeren Bewegung des Probanden kam es zu einem Aufnahmestopp, weshalb bei bereits erfolgter Scannung der

erzielten Lokalisationen, ein vorzeitiger Abbruch der Aufnahme erfolgte, um den Patienten nicht unnötig zu belasten.

Im „Angle“ Modus wurde das „2ACAs“ Scanmuster eingestellt.

Zu diesem Zeitpunkt konnte die Hilfsperson den in ein Handtuch eingewickelten Patienten auf der Ablagevorrichtung positionieren. Die Kamera wurde an das Patientenauge herangefahren bis die Iris deutlich und scharf abgebildet war, der Kopf des Vogels wurde dabei so gehalten, dass der OCT-Laser im 90°-Winkel auf das Auge auftreffen konnte und im Aufnahme Fenster wurde an ein klares Bild heraufgefokussiert. Der Kamerakopf war hierbei nach rechts und links, sowie nach oben und unten schwenkbar, um sich zusätzlich der Patientenposition anzupassen.

3.4.2. Patientenvorbereitung auf die Untersuchung

Die OCT Untersuchung erfolgte bei allen Patienten, bei denen ein Verdacht auf okuläre Veränderungen bestand. Allerdings wurden die Patienten nur dann mittels OCT untersucht, wenn sich in der klinischen Untersuchung ein stabiler Allgemeinzustand ergab.

Die Patienten waren für die Untersuchungen wach, nicht sediert und wurden von einer Hilfsperson manuell fixiert. Hierfür wurden die Ständer des Tieres und der Kopf fachgerecht festgehalten, während der restliche Vogelkörper in ein Handtuch eingewickelt wurde. Diese Fixationsmethode war angelehnt an vorangegangene Studien an Greifvogelaugen mittels OCT (VELASCO GALLEGO, 2015). Bei den Hilfspersonen handelte es sich um Assistenten, die alle im Umgang mit Greifvögeln geschult waren.

Der Untersuchungsraum wurde abgedunkelt, um eine Stressreduktion der Vogelpatienten zu erreichen. Die Untersuchung wurde zügig durchgeführt und es wurde darauf geachtet, dass nur eine Mindestanzahl an Personen im Raum war.

Für die Erfassung der Aufnahme wurde der Körper des Patienten auf den Ablageboxen abgestützt und der Kopf wurde vor der Kamera so positioniert, dass der Lichteinfall möglichst genau im 90° Winkel erfolgen konnte. Dann wurde die Kamera an das Auge herangefahren und die Aufnahmen konnten erfolgen. Die Positionierung des Probanden wird in Abbildung 6 dargestellt.

Es wurde abwechselnd das linke oder das rechte Auge zuerst untersucht, um eventuelle stressbedingte Abweichungen des Augeninnendrucks und damit folgend Veränderungen der

Hornhautdicke auszugleichen. Für den Seitenwechsel musste das Tier um 180° umpositioniert werden.

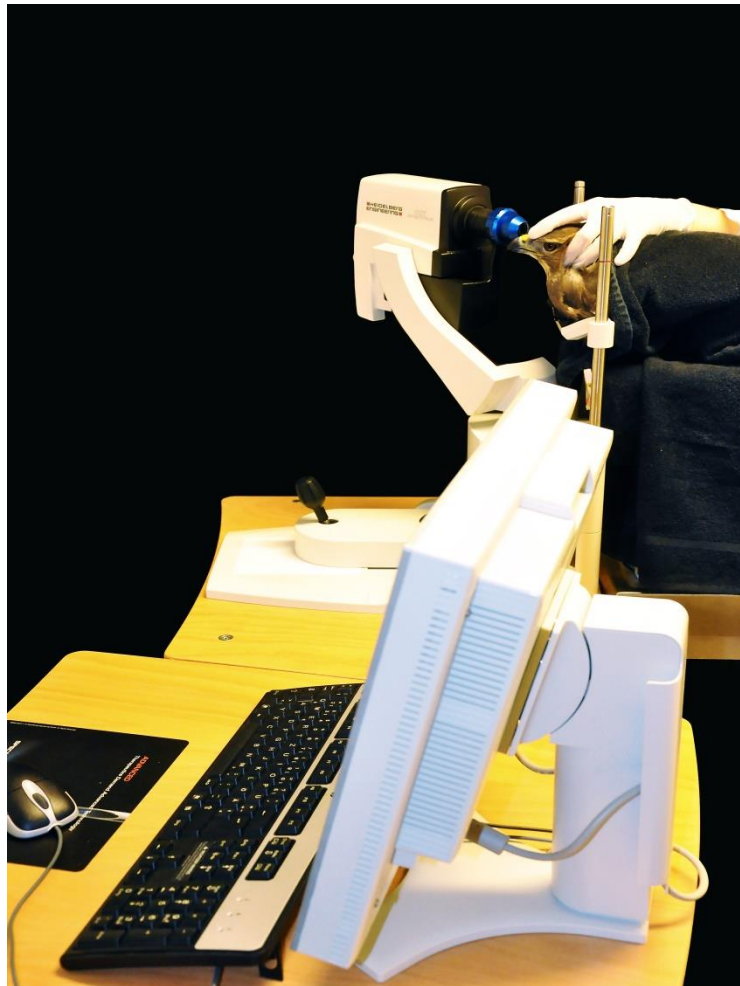


Abbildung 6: Schematische Positionierung für die OCT Untersuchung
Der Proband wird vor dem Vorderkammermodul abgelegt, der Kopf des Greifvogels (hier: ein Mäusebussard (*Buteo buteo*)) wird im Kappengriff fixiert und die Kamera wird entsprechend geschwenkt und positioniert.

3.4.3. Durchführung der OCT Untersuchung

Nach Positionierung des Vogels wurde mit der Kamera an das Auge herangefahren, bis auf dem Computerbildschirm im Infrarot Bild (HRT Image) ein scharf abgebildetes Auge zu sehen war.

Im „Cornea“ Modus wurde nun solange im OCT Aufnahmefenster (OCT Image) fokussiert, bis die Volumenscanlinien mittig der Pupille ausgerichtet waren und gleichzeitig ein klares Bild der apikalen Kornea zu erkennen war. Der Active Eye Tracker (ART) wurde aktiviert, gefolgt von der ersten Aufnahme. Sobald ein erster Durchlauf erfolgreich war, wurde der Vogel neu positioniert und eine weitere Aufnahme desselben Auges erfolgte.

Anschließend wurde der „Angle“ Modus eingeschaltet und versucht, möglichst beide Augenkammerwinkel in einem Bild zu erfassen. Wenn dies aufgrund der Größenverhältnisse des Auges nicht möglich war, wurde einer der beiden Kammerwinkel einzeln anfokusiert.

3.4.4. Auswertung der Aufnahmen

Statistische Auswertung

In Zusammenarbeit mit dem Statistischen Beratungslabor (STABLAB) der Ludwig-Maximilian-Universität München wurde ein Großteil der statistischen Auswertung angefertigt. Hierfür wurde das Statistikprogramm „R“ verwendet.

Für die einzelnen Schichtdicken der verschiedenen Greifvogelarten wurden Boxplots angefertigt, um die innerartlichen anatomischen Basisdaten einschließlich ihrer Variationen darzustellen.

Jedes Auge wurde insgesamt zweimal bildlich dargestellt. Die Werte von Erst- und Zweitaufnahmen der verschiedenen Hornhautstrukturen wurden zur Untersuchung auf systematische Fehler der angewendeten Methode mittels Bland Altman Plots präsentiert. In diesen Graphiken ließ sich für die jeweiligen Gesamtdicken und für jede untersuchte Schicht die Bias darstellen, also das Ausmaß der Abweichung des Erwartungswertes vom wahren Wert. Wenn die Bias gegen Null ging, wurde dies als eine nicht-signifikante Abweichung der beiden verglichenen Aufnahmen gewertet.

Die Korrelationen der zentralen Gesamtdicke der Hornhaut mit der Körpergröße, mit dem intraokularen Druck und dem Alter erfolgten in Streu- bzw. Punktediagrammen.

Mit dem Statistikprogramm „Medcalc“ wurde für die ermittelten Gesamtdicken und die einzelnen Schichten der Hornhaut sowohl die Standardabweichung als auch der Variationskoeffizient der Messerverteilung (CV) errechnet. Dies erfolgte zur Detektion von zufälligen Fehlern der Untersuchungsmethode der OCT. Da die Höhe der Abweichungen von der grundlegenden Dicke der Schicht abhingen, war die Angabe des CV in % aussagekräftiger als die Angabe der absoluten Abweichungszahlen. Bei Prozentzahlen unter

3 % wurde die Reproduzierbarkeit als hervorragend eingestuft, bei 3 - 10 % wurde sie als gut bewertet, bei 10 – 20 % galt sie lediglich als mäßig und bei Werten von 20 -30 % wurde von einer mangelhaften Reproduzierbarkeit ausgegangen. Wenn der Prozentsatz über 30 % lag, galt dies als unzureichend.

Zentrale Gesamtdicke der Hornhaut

Zur Erfassung der zentralen Hornhautdicke musste zunächst die Lokalisation der zentralen Hornhaut reproduzierbar festgelegt werden. Hierfür wurde beim dargestellten Auge im „HRT Image“ ein Kreis um die Pupille eingezeichnet. Dieser Kreis konnte mittels der HEYEX® Software automatisch in der Aufnahme eingefügt werden und manuell der Größe und Lage der Pupille angepasst werden. Die Mitte des Kreises wurde als Zentrum der Kornea festgelegt. Diese Methode wurde an bereits verwendete Verfahren anderer OCT - Untersuchungen an Hunden angelehnt (ALARIO und PIRIE, 2014a).

Bei der Vermessung der Gesamtdicke der Hornhaut wurden alle Schichten der Kornea einschließlich des Tränenfilms mit einbezogen. Hierbei wurde ebenfalls das in der Software integrierte Vermessungssystem verwendet, womit manuell Linien in selbstbestimmter Lage in die Aufnahme eingefügt werden konnten, deren Länge automatisch in μm angezeigt wurden. Die Messlinie wurde am obersten erkennbaren Rand des Tränenfilms angesetzt und bis zum untersten Rand des Endothels gezogen.

Von der Erstaufnahme der zentralen Gesamtdicke der Hornhaut wurde für jede Greifvogelart der Mittelwert einschließlich der zugehörigen Varianz errechnet und die Ergebnisse in Boxplots veranschaulicht.

Die Bias wurde mittels Bland Altman dargestellt und die Standardabweichung sowie der CV wurden, wie oben bereits beschrieben, errechnet.

Mittelperiphere Gesamtdicke der Hornhaut

Bei der Darstellung der mittelperipheren Gesamtdicke der Hornhaut wurde vom Zentrum ausgehend jeweils 2024 μm nasal und temporal die Gesamtdicke vermessen.

Für die Messergebnisse wurden ebenfalls die Mittelwerte und die jeweils entsprechende Varianz für alle Greifvogelarten errechnet und in Boxplots dargestellt.

Auch hierbei wurden Erst- und Zweitaufnahme zur Feststellung der Reproduzierbarkeit verglichen und mittels Bland Altman dargestellt. Wiederum wurden die Standardabweichung und der CV errechnet.

Vermessung der einzelnen Schichten der zentralen Hornhaut

In dieser Studie sollten die einzelnen Schichten der zentralen Kornea, also Tränenfilm, Epithel, Bowmansche Membran, Stroma und die Descemetsche Membran mit dem Endothel mittels OCT differenziert werden. Die beiden letzteren Schichten wurden als Einheit vermessen.

Die Ausmessung erfolgte wiederum manuell mit dem in die HEYEX® Software integrierten Systems direkt an den OCT Aufnahmen. Hierbei konnten verschiedenfarbige Linien in die Aufnahme eingefügt werden, die automatisch die markierten Strukturen in μm anzeigten. Jede der Hornhautschichten bekam zur besseren Übersicht eine eigene Farbe. Die Aufnahmen konnten in unterschiedlichen Vergrößerungen angezeigt werden, wobei beim Vermessen stets die Größtmögliche gewählt wurde, welche bei 800 % lag. Die Farbgebung wurde wie folgt festgelegt und ist in Abbildung 13 zu sehen:

- Tränenfilm: Dunkelblau
- Epithel: Rosa
- Bowmansche Membran: gelb
- Stroma: Rot
- Descemetsche Membran und Endothel: Grün

Für die einzelnen Schichten wurde für die jeweilige Greifvogelart der Mittelwert mit Varianz ermittelt und graphisch in Boxplots dargestellt.

Zur Erfassung der Reproduzierbarkeit wurden entsprechende Bland Altman Graphiken erstellt und ebenfalls die Standardabweichung der jeweiligen Werte der Erstaufnahme von der Zweitaufnahme ermittelt und der Variationskoeffizient der Messverteilung errechnet.

Korrelation der Hornhautdicke mit dem intraokularen Druck

In dieser Studie wurden die Messwerte der Erstaufnahme der zentralen Hornhautdicke und des intraokularen Drucks in Korrelation gesetzt. Es erfolgte eine Auswertung mit dem Korrelationskoeffizienten nach Pearson. Die Ergebnisse wurden in einem Streudiagramm nach rechtem und linkem Auge aufgeteilt graphisch dargestellt. Zur Verbesserung der Übersichtlichkeit wurden die Punkte je nach Greifvogelart verschieden farblich dargestellt.

Korrelation der Hornhautdicke mit der Körpergröße

Jeder Proband wurde vor der Untersuchung im Rahmen der allgemeinen klinischen Untersuchung gewogen. Die zentrale Hornhautdicke der Erstaufnahme der Probanden wurde mit der entsprechenden Körpergröße in Gramm in Korrelation gebracht. Es wurde eine Pearson Korrelation angewendet und die Ergebnisse wiederum nach rechtem und linkem Auge aufgeteilt in jeweils einem Streudiagramm graphisch dargestellt. Auch hier wurden zur Verbesserung der Übersichtlichkeit die Punkte des Diagramms entsprechend den Greifvogelarten farblich unterschiedlich dargestellt.

Korrelation der zentralen Gesamtdicke der Hornhaut mit dem Alter

Für die Erfassung der Korrelation der Gesamtdicke der Hornhaut mit dem Alter der Tiere wurden die Ergebnisse verwendet, welche bei der Untersuchung von Turmfalken Augen erlangt wurden. Die zentrale Gesamtdicke der Probanden wurde in Korrelation zur entsprechenden Altersgruppe „juvenil“, „subadult“ oder „adult“ gebracht. Die Korrelation erfolgte nach Kendall und wurde in einem Punktediagramm dargestellt.

Untersucherabhängige Reproduzierbarkeit der Datenauswertung

Um nicht nur die Reproduzierbarkeit eines einzelnen Untersuchers zu ermitteln, sondern um ebenfalls die benutzerabhängige Reproduzierbarkeit der Auswertung der Daten zu untersuchen, wurden per Zufallsauswahl 5 Mäusebussarde und 5 Turmfalken aus der Aufnahmeliste herausgesucht. Von diesen Probanden wurden die bereits vom ersten Untersucher angefertigten und ausgewerteten Bilder der Erstaufnahme der Kornea von einem weiteren Untersucher unabhängig erneut ausgewertet. Der zweite Untersucher vermaß in den besagten Aufnahmen jeweils die zentrale, die nasale und temporale Gesamtdicke der Hornhaut, sowie die einzelnen Hornhautschichten im Zentrum. Die Ergebnisse beider Untersucher wurden mittels Bland Altman Plots auf ihre Bias untersucht. Für die Messergebnisse dieser Reproduzierbarkeitsanalyse wurde ebenfalls die Standardabweichung von den jeweils ermittelten Werten des Erstuntersuchers mit den Werten des Zweituntersuchers errechnet und der Variationskoeffizient der Messverteilung in Prozent angegeben.

3.4.5. Darstellung des Kammerwinkels

Die Auswertung des Kammerwinkels erfolgte deskriptiv. Zur Bewertung der Qualität der Aufnahmen wurden folgende darstellbare Strukturen als Kriterien festgelegt:

- Irisbasis
- Ligamentum pectinatum
- Endothel der Hornhaut
- Epithel der Hornhaut

Bei der Aufnahme des Kammerwinkels galt als Optimum, dass sowohl der nasale als auch der temporale Winkel im Bild abgebildet war und die oben genannten Strukturen erkennbar waren.

Es wurde ein Score-System aufgestellt, bei dem jede Struktur die im Bild darstellbar war, einen Punkt bekam und es wurde noch einmal unterteilt, ob diese Strukturen nur einseitig sichtbar waren oder beidseitig in der Aufnahme erschienen.

Für jede Vogelart wurde die Score-Zahl der Strukturen prozentual errechnet und daraus die Darstellbarkeit des Kammerwinkels für die jeweilige Art ermittelt.

3.4.6. Verhalten der Patienten während der Untersuchung

Vor, während und nach der Untersuchung wurde das Verhalten der Patienten beobachtet und dokumentiert, wobei insbesondere auf Anzeichen eines gesteigerten Stresslevels geachtet wurde. Dabei wurde festgehalten, ob sich der Patient ruhig oder nervös verhielt, Vokalisation zeigte, ob eine eventuelle Schnabelatmung zu beobachten war oder der Proband apathisch wurde.

3.4.7. Nachversorgung der Patienten

Nach der Untersuchung wurden die Vögel auf der klinikeigenen Wildtierstation in ihre individuelle Box gesetzt und für eine weitere Stunde lang auf die oben genannten Stressanzeichen hin untersucht. Die Boxen wurden teilweise abgedunkelt und es wurde darauf geachtet, dass sich die Patienten entsprechend erholen konnten.

IV. ERGEBNISSE

4.1. Die zentrale Gesamtdicke der Hornhaut

Darstellung der gesamten Hornhaut

Von allen 52 Probanden wurde in der ersten Aufnahme die Gesamtdicke der Hornhaut im Zentrum der Pupille vermessen.

Im zentralen Aufnahmebereich war die Auflösung am höchsten, die Abgrenzungen waren scharf definierbar und die Schichtung der Hornhaut bereits in der niedrigen 150 %igen Vergrößerung differenzierbar (Abbildung 7). Im peripheren Aufnahmebereich der Hornhaut waren die Strukturen schlechter belichtet und undeutlicher erkennbar.

Die Belichtungsstärke variierte in einigen Fällen, so dass verschiedene Aufnahmen bei gleichen Erfassungsbedingungen teilweise über- oder unterbelichtet wirkten, wie in Abbildung 8 und Abbildung 10 zu sehen. Ebenso kam es zu Variationen in der Qualität der Aufnahme.

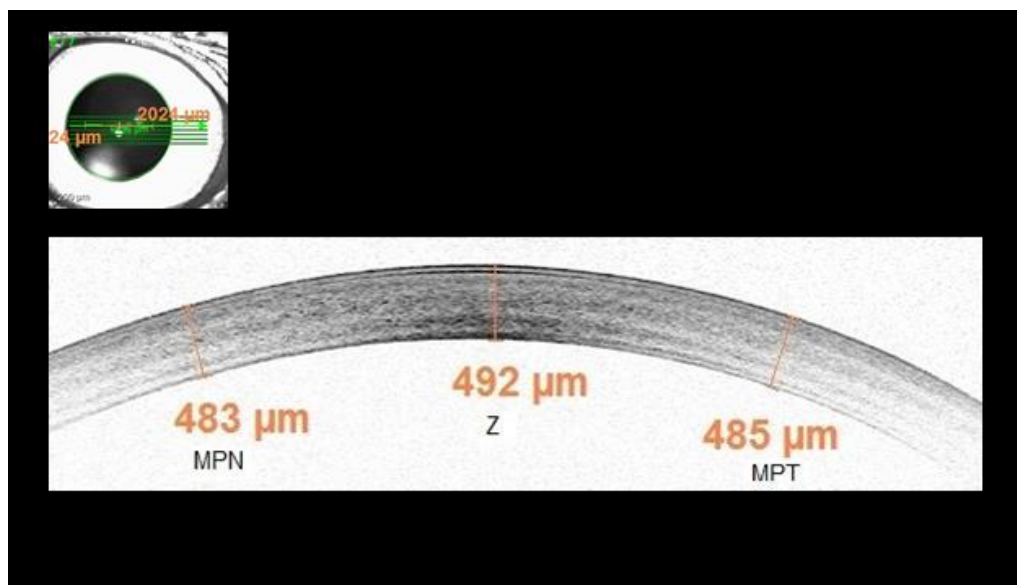


Abbildung 7: Gesamtdarstellung der Kornea

Mäusebussard (*Buteo buteo*), Stationsnummer: 34678, OS

MPN = Mittelperiphere Gesamtdicke nasal, Z = Zentrale Gesamtdicke,

MPT = Mittelperiphere Gesamtdicke temporal

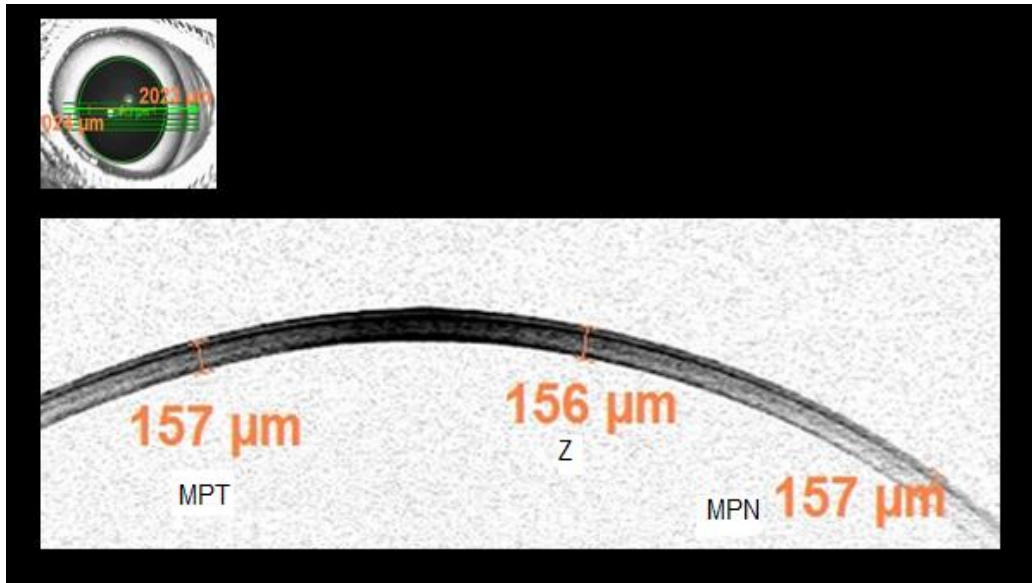


Abbildung 8: Unterbelichtung der Aufnahme, Gesamtdarstellung der Kornea
Turmfalke (*Falco tinnunculus*), Stationsnummer 35884, OD

MPN = Mittelperiphere Gesamtdicke nasal, Z = Zentrale Gesamtdicke,
MPT = Mittelperiphere Gesamtdicke temporal

Artverschiedene Gesamtdicke der Hornhaut

Die zentrale Gesamtdicke der Hornhaut variierte zwischen den Arten und ist in Tabelle 2 in rechtes und linkes Auge aufgeteilt dargestellt.

Die pachymetrischen Verhältnisse der zentralen Gesamtdicke der Hornhaut wurden in Boxplots für beide Augen graphisch dargestellt, um hier sowohl die innerartliche Varianz als auch die Unterschiede der verschiedenen Arten aufzuzeigen. Die entsprechenden Graphiken sind im Anhang unter Abbildung 28 bis Abbildung 43 zu sehen.

Bei den Mäusebussarden stellte sich für das rechte Auge die zentrale Gesamtdicke der Hornhaut mit einem Mittelwert von 504,8 µm dar und für das linke Auge mit einem Mittelwert von 502,38 µm. Damit zeichnete sich die Hornhaut dieser Greifvogelart als die Kornea mit dem größten Durchmesser dieser Studie ab. Die geringste zentrale Gesamtdicke der Hornhaut war dagegen beim Steinkauz mit 130 µm am OD und 128 µm am OS zu finden. Ein signifikanter Werteunterschied vom rechten zum linken Auge konnte nicht festgestellt werden, lediglich der Wespenbussard wies am rechten Auge eine Gesamtdicke von 360 µm auf, während am linken Auge eine Dicke von nur 342 µm zu vermessen war.

Jedoch lagen bei Wespenbussard, Waldohreule und Steinkauz jeweils nur die Werte eines einzelnen Probanden vor, was keine Vergleichbarkeit erlaubte.

Bei den Waldkäuzen handelte es sich um ein juveniles und ein adultes Tier, was beim Vergleich der Größenverhältnisse ebenfalls nur bedingte Aussagekraft zuließ.

Tabelle 2: Zentrale Gesamtdicke der verschiedenen Greifvogelarten

Mittelwert und entsprechende Varianz

Greifvogelart	OD zentral in μm	OS zentral in μm
Mäusebussard (<i>Buteo buteo</i>), n=8	504,8 \pm 34,7	502,38 \pm 32,8
Sperber (<i>Accipiter nisus</i>), n=8	315,1 \pm 6,8	317,5 \pm 13,9
Turmfalke (<i>Falco tinnunculus</i>), n=21	157,6 \pm 12,4	157,2 \pm 10,6
Habicht (<i>Accipiter gentilis</i>), n=5	438,8 \pm 14,2	437,2 \pm 17,1
Wespenbussard (<i>Pernis apivorus</i>), n=1	360,0	342,0
Waldohreule (<i>Asio otus</i>), n=1	186,0	194,0
Baumfalke (<i>Falco subbuteo</i>), n=3	158,7 \pm 4,2	156 \pm 2,8
Steinkauz (<i>Athene noctua</i>), n=1	130,0	128,0
Waldkauz (<i>Strix aluco</i>), n=2	248,5	249,5
Wanderfalke (<i>Falco peregrinus</i>), n=2	213,0 \pm 12,7	215 \pm 2,8

Reproduzierbarkeit der ermittelten Werte der zentralen Gesamtdicke

Um die Reproduzierbarkeit der ermittelten Werte festzustellen, wurde jedes Auge zweimal hintereinander durch denselben Untersucher aufgenommen. Jedoch waren aus unterschiedlichen Gründen nicht bei allen Probanden zwei Aufnahmen beider Augen möglich.

So wurden bei drei von acht Mäusebussarden beide Augen doppelt erfasst. Von den acht Sperbern wurden ebenfalls bei drei Tieren beide Augen doppelt aufgezeichnet, bei einem Sperber wurde nur das rechte Auge, bei einem anderen nur das linke zweifach erfasst. Von einundzwanzig Turmfalken gelang von sechszehn Tieren die zweifache Darstellung beider Augen, bei zwei Tieren wurde nur das rechte Auge doppelt erfasst. Alle fünf Habichte konnten beidseits zweimal dargestellt werden, ebenso gelang dies für alle drei Baumfalken und beide Wanderfalken. Bei Wespenbussard und Waldohreule erfolgte nur eine Aufnahme pro Auge, weshalb für diese beiden Arten keine Reproduzierbarkeit ermittelt werden konnte. Beim Steinkauz lag nur vom rechten Auge eine Zweitaufnahme vor. Bei den Waldkäuzen konnten für jedes Auge zwei Aufnahmen erfolgen, jedoch war bei dieser Tierart keine Feststellung der vermessenen Lokalisation möglich und somit ergab sich für die Waldkäuze ebenfalls keine Reproduzierbarkeit der Ergebnisse.

Für die Reproduzierbarkeit der Methode wurden die Abweichungen der Zweitaufnahme von der Erstaufnahme ermittelt und mittels Bland Altman Plots dargestellt. Für die Gesamtdicke der Hornhaut wurden in Abbildung 9 die entsprechenden Graphiken für das rechte und das linke Auge aller Probanden dargestellt.

Die Bias lag bezogen auf die Gesamtdicke der zentralen Hornhaut für das rechte Auge bei $0,82\ \mu\text{m}$ und für das linke Auge bei $1\ \mu\text{m}$. Es zeigte sich bezüglich systematischer Fehler also keine signifikante Abweichung der Werte.

Für das rechte Auge lag eine Standardabweichung von $2,56\ \mu\text{m}$ vor und der Variationskoeffizient der Messverteilung lag bei $1,06\ \%$.

Für das linke Auge lag eine Standardabweichung von $3,37\ \mu\text{m}$ vor und der Variationskoeffizient der Messverteilung lag bei $1,34\ \%$.

In beiden Fällen lag demnach eine hervorragende Reproduzierbarkeit vor.

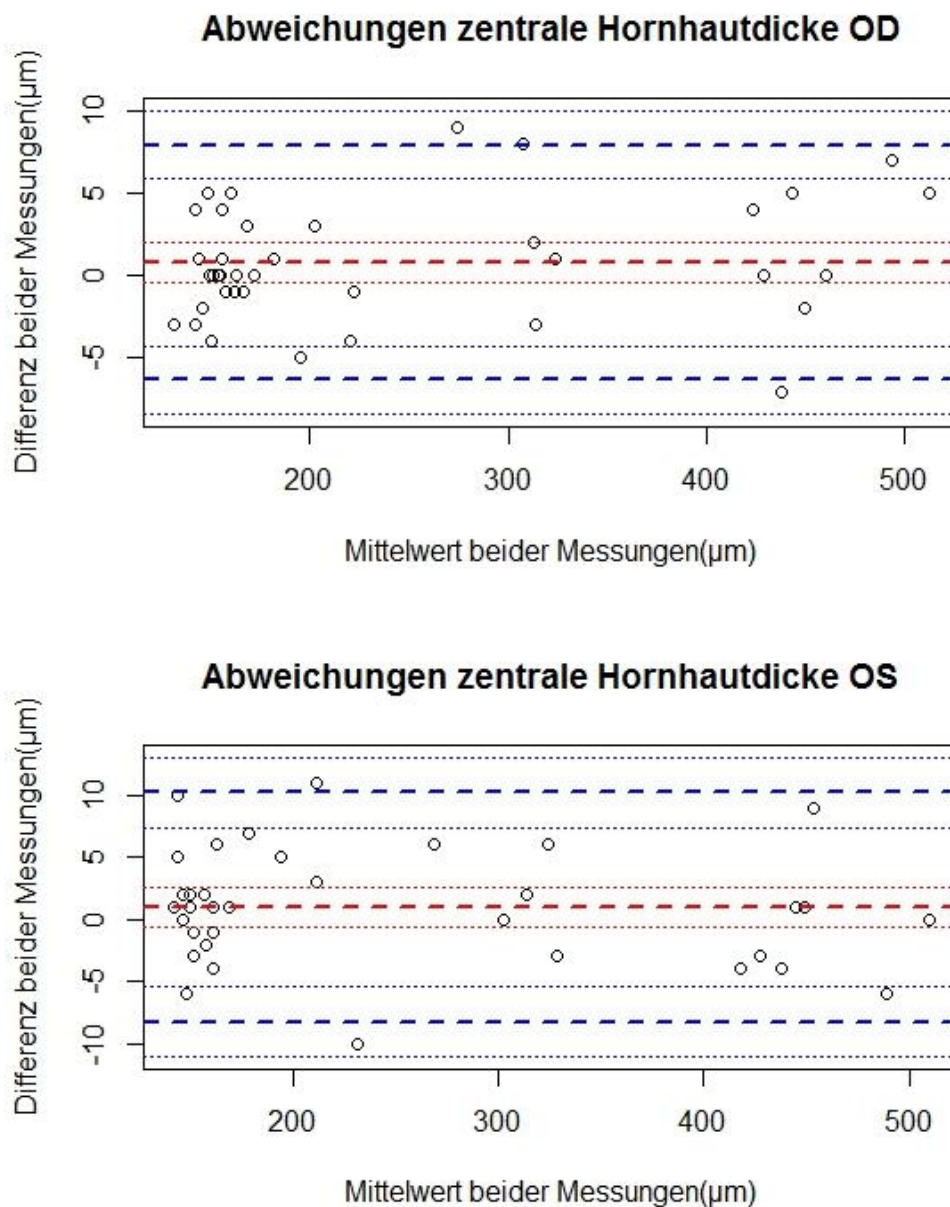


Abbildung 9: Bland Altman Plots zur Darstellung der Reproduzierbarkeit der Methode
 Dargestellt werden die Differenzen der ersten Aufnahme zur zweiten Aufnahme für das
 rechte Auge (oben) und das linke Auge (unten).

Die rote, dick gestrichelte Linie stellt dabei die Bias dar. Die blauen, dick gestrichelten Linien stellen jeweils das untere bzw. obere limit of agreement dar. Der Konfidenzintervall von 95 % findet sich zwischen den beiden blauen Linien. Entsprechend größere Abweichungen sind außerhalb dieser Linien zu finden. Die Streuung der Mittelwerte von Erst- zu Zweitaufnahme ist anhand der Streuung der entsprechenden Punkte ablesbar.

4.2. Die mittelperiphere Gesamtdicke der Hornhaut

Darstellung der Gesamtdicke der Hornhaut mittelperipher nasal und temporal

Die Darstellung der mittelperipheren Gesamtdicke der Hornhaut war in den meisten Fällen deutlich abgrenzbar und klar erkennbar. In einigen Fällen waren die Hornhautgrenzen jedoch in geringerer Auflösung abgebildet bzw. sie erschienen überbelichtet. Veränderte Einstellungen des Hell-/Dunkelkontrastes führten zum verbesserten Erkennen der Strukturen, wie in Abbildung 10 und Abbildung 11 erkennbar ist.

Die Lokalisationen der Messungen sind in Abbildung 7 dargestellt.

Bei 49 Probanden (94,2 %) konnte sowohl nasal als auch temporal eine mittelperiphere Aufnahme erfolgen. Bei einem Turmfalke (1,9 % der Probanden) konnte am rechten Auge in der Mittelperipherie keine temporale Messung durchgeführt werden, da die Auflösung zu gering für eine sichere Beurteilung war. Bei den Waldkäuzen (3,8 % der Probanden) ließ sich die Lokalisation der Messung nicht nachverfolgen, da die Augen und damit die Pupillen zu groß waren, um sie im Infrarotbild vollständig darzustellen. Da kein Zentrum ermittelt werden konnte, konnte auch keine Mittelperipherie festgelegt werden, weshalb bei den Waldkäuzen nur eine Hornhautaufnahme unbekannter Lokalisation erfolgte.

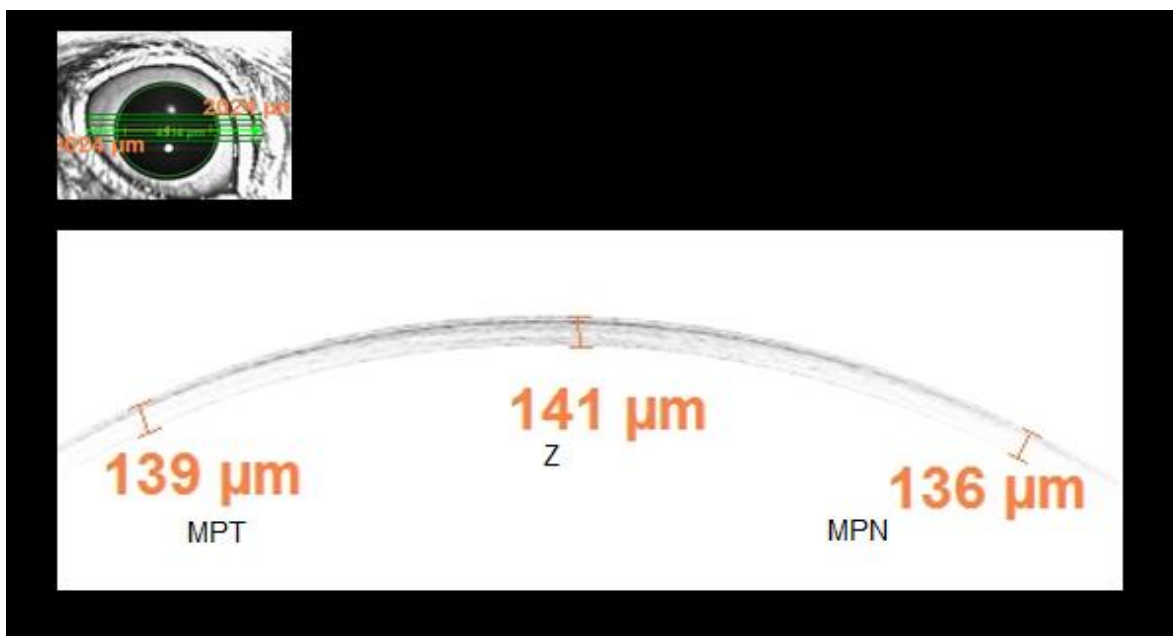


Abbildung 10: Überbelichtung der Aufnahme, Gesamtdarstellung der Kornea

Turmfalke (*Falco tinnunculus*), Stationsnummer 36047, OD

MPN = Mittelperiphere Gesamtdicke nasal, Z = Zentrale Gesamtdicke,
MPT = Mittelperiphere Gesamtdicke temporal

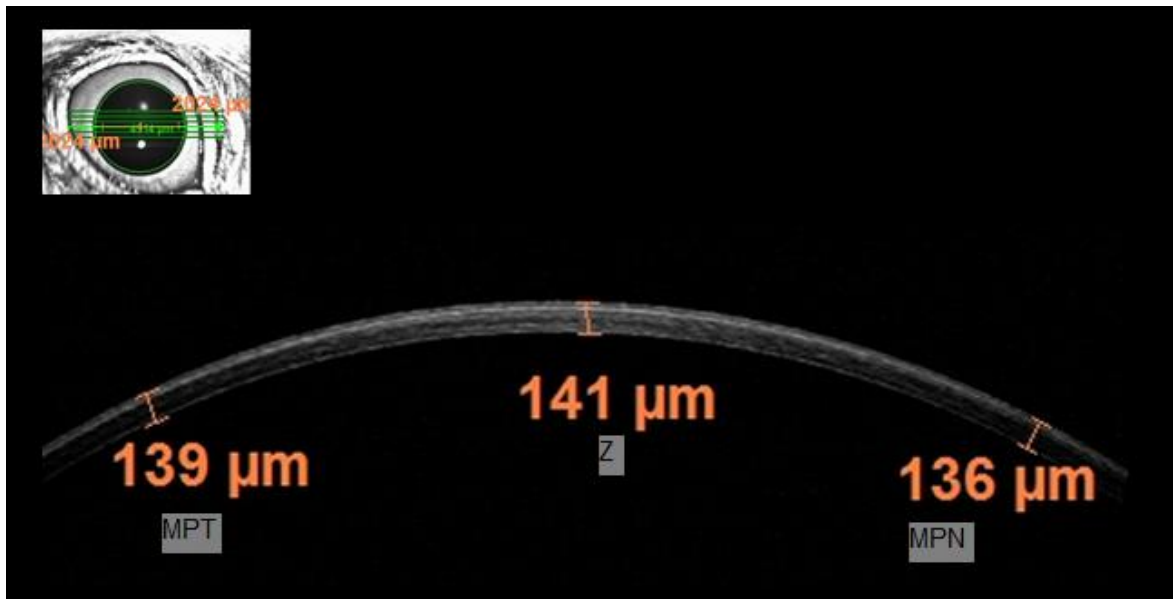


Abbildung 11: Negativbild zur Verbesserung der Darstellung der Mittelperipherie

Turmfalke (*Falco tinnunculus*), Stationsnummer 36047, OD

MPN = Mittelperiphere Gesamtdicke nasal, Z = Zentrale Gesamtdicke,
MPT = Mittelperiphere Gesamtdicke temporal

Artverschiedene Gesamtdicke der Hornhaut in der Mittelperipherie

Bei der Ausmessung fiel bei einigen Arten eine Variation des nasalen Wertes gegenüber dem temporalen Wert des untersuchten Auges auf, wie in Abbildung 12 dargestellt wird.

Besonders deutlich waren diese Unterschiede beim rechten Auge bei den Mäusebussarden mit 497,9 µm nasal zu 516,3 µm temporal, bei den Sperbern mit 326,8 µm nasal zu 344,4 µm temporal und den Habichten mit 444,8 µm nasal zu 457,2 µm temporal. Die temporalen Werte waren hier signifikant höher. Am stärksten ausgeprägt war diese Differenz beim Wespenbussard mit 349 µm nasal zu 369 µm temporal. Bei den Turmfalken, den Baumfalken, den Wanderfalken, der Waldohreule und dem Steinkauz waren die Dickenverhältnisse umgekehrt. Bei diesen Arten war die Mittelperipherie beim rechten Auge nasal dicker als temporal. Jedoch waren diese Größenunterschiede nur geringgradig abweichend und sind in Tabelle 3 für alle untersuchten Greifvogelarten zu entnehmen.

Am linken Auge stellten sich insgesamt nicht so starke Differenzen der mittelperipheren Lokalisationen dar. Bei den Habichten war eine Diskrepanz von 441,4 µm nasal zu 453,8 µm temporal zu vermerken. Bei dem Wespenbussard war mit 356 µm nasal zu 347 µm temporal ein umgekehrtes Verhältnis zu erkennen.

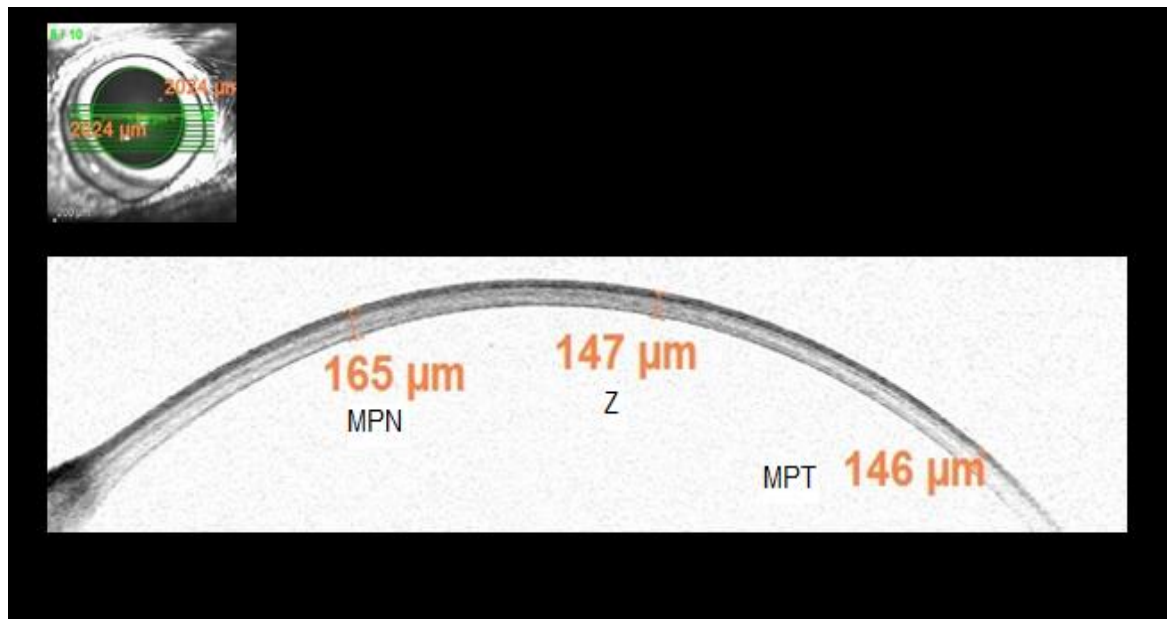


Abbildung 12: Mittelperiphere Wertabweichung

Baumfalke (Falco subbuteo), Stationsnummer 34991, OS

MPN = Mittelperiphere Gesamtdicke nasal, Z = Zentrale Gesamtdicke,
MPT = Mittelperiphere Gesamtdicke temporal

Tabelle 3: Artverschiedene Gesamtdicken der Hornhaut nasal und temporal

Greifvogelart	OD nasal in μm	OD temporal in μm	OS nasal in μm	OS temporal in μm
Mäusebussard (<i>Buteo buteo</i>), n=8	497,9 \pm 30,8	516,3 \pm 29,4	502,6 \pm 28,5	506,5 \pm 36,6
Sperber (<i>Accipiter nisus</i>), n=8	326,8 \pm 7,6	344,4 \pm 9,7	331,3 \pm 15,7	339,6 \pm 22,2
Turmfalke (<i>Falco tinnunculus</i>), n=21	161 \pm 13,4	157,1 \pm 13,7	160,6 \pm 9,5	154,5 \pm 10,5
Habicht (<i>Accipiter gentilis</i>), n=5	444,8 \pm 7,7	457,2 \pm 19,1	441,4 \pm 17,3	453,8 \pm 26,6
Wespenbussard (<i>Pernis apivorus</i>), n=1	349,0	369,0	356,0	347,0
Waldohreule (<i>Asio otus</i>), n=1	190,0	185,0	198,0	192,0
Baumfalke (<i>Falco subbuteo</i>), n=3	167 \pm 12,7	159,7 \pm 3,5	162 \pm 7,1	157,3 \pm 8,5
Steinkauz (<i>Athene noctua</i>), n=1	132,0	127,0	132,0	129,0
Wanderfalke <i>Falco peregrinus</i>), n=2	218 \pm 5,7	213 \pm 11,3	217,5 \pm 6,4	223,5 \pm 2,1

Reproduzierbarkeit der ermittelten Werte der Mittelperipherie

Auch für die Mittelperipherie wurden die Zweitaufnahmen mit den Erstaufnahmen verglichen. Für diese Lokalisationen standen dieselben Aufnahmen der Probanden, wie im Kapitel 4.1. „Reproduzierbarkeit der ermittelten Werte der zentralen Gesamtdicke“ beschrieben, zur Verfügung.

Die entsprechenden Darstellungen mittels Bland Altman Plots finden sich im Anhang in Abbildung 46 bis Abbildung 49.

Die Bias lag beim rechten Auge nasal bei 0,17 μm , temporal bei 0,25 μm . Beim linken Auge zeigte sich nasal ein Wert von 1,25 μm und temporal lag er bei 0,16 μm , woraus sich keine signifikanten Abweichungen bezogen auf einen systematischen Fehler ergaben.

Die Standardabweichung betrug am rechten Auge nasal 4,80 μm und temporal 3,52 μm , woraus sich ein Variationskoeffizient der Messverteilung von 1,93 % nasal und 1,41 % temporal ergab.

Am linken Auge lag die Standardabweichung nasal bei 4,39 μm und temporal bei 6,62 μm , woraus sich Variationskoeffizienten von 1,69 % nasal und 2,55 % temporal errechneten.

Damit lagen in allen dieser Fälle hervorragende Reproduzierbarkeiten vor, wobei sich am linken Auge temporal eine geringgradige Tendenz zu einer größeren Abweichung zeigte.

4.3. Die einzelnen Schichten der Hornhaut

Darstellung der verschiedenen Schichten der zentralen Hornhautlokalisierung

Die einzelnen Schichten der zentralen Hornhaut stellten sich mittels OCT bei den verschiedenen Greifvogelarten morphologisch sehr ähnlich dar.

Der Tränenfilm war stets als eine dunkle, fast durchgehend schwarze Linie sichtbar, die dem Epithel direkt auflag. Teilweise waren in den höheren Vergrößerungen Unregelmäßigkeiten in der Oberflächenbeschaffenheit des Tränenfilms zu erkennen.

Darunter stellte sich als hellgraue Schicht das Epithel dar. Es wirkte bei den verschiedenen Arten vergleichsweise homogen.

Die Darstellbarkeit der Bowmanschen Membran variierte häufig. Teilweise zeigte sie sich als deutlich erkennbare dunkelgraue, dünne Linie, welche das Epithel klar vom Stroma trennte (Abbildung 13). Teilweise stellte sie sich als hellgraue, sehr dicke Schicht dar (Abbildung 14).

Das Stroma ließ sich bei allen Greifvogelarten als breite Schicht in mehreren Grautönen darstellen.

Die Descemetische Membran und das Endothel ließen sich optisch nicht voneinander trennen und waren als feine schwarze Linie dem Stroma nachfolgend erkennbar.

Wenn der Laserstrahl exakt im rechten Winkel auf das Auge auftraf, wurde an der Apex der Hornhaut eine Lichtreflexion abgezeichnet, welche sich im OCT Bild als schwarzer Streifen darstellte. Bei der Vermessung der Kornea einschließlich ihrer Schichten fiel auf, dass direkt neben der Lichtreflexion die Schichten stärker streuten und dicker wirkten (Abbildung 15). In diesen Fällen wurde mit der Ausmessung leicht nach lateral ausgewichen.

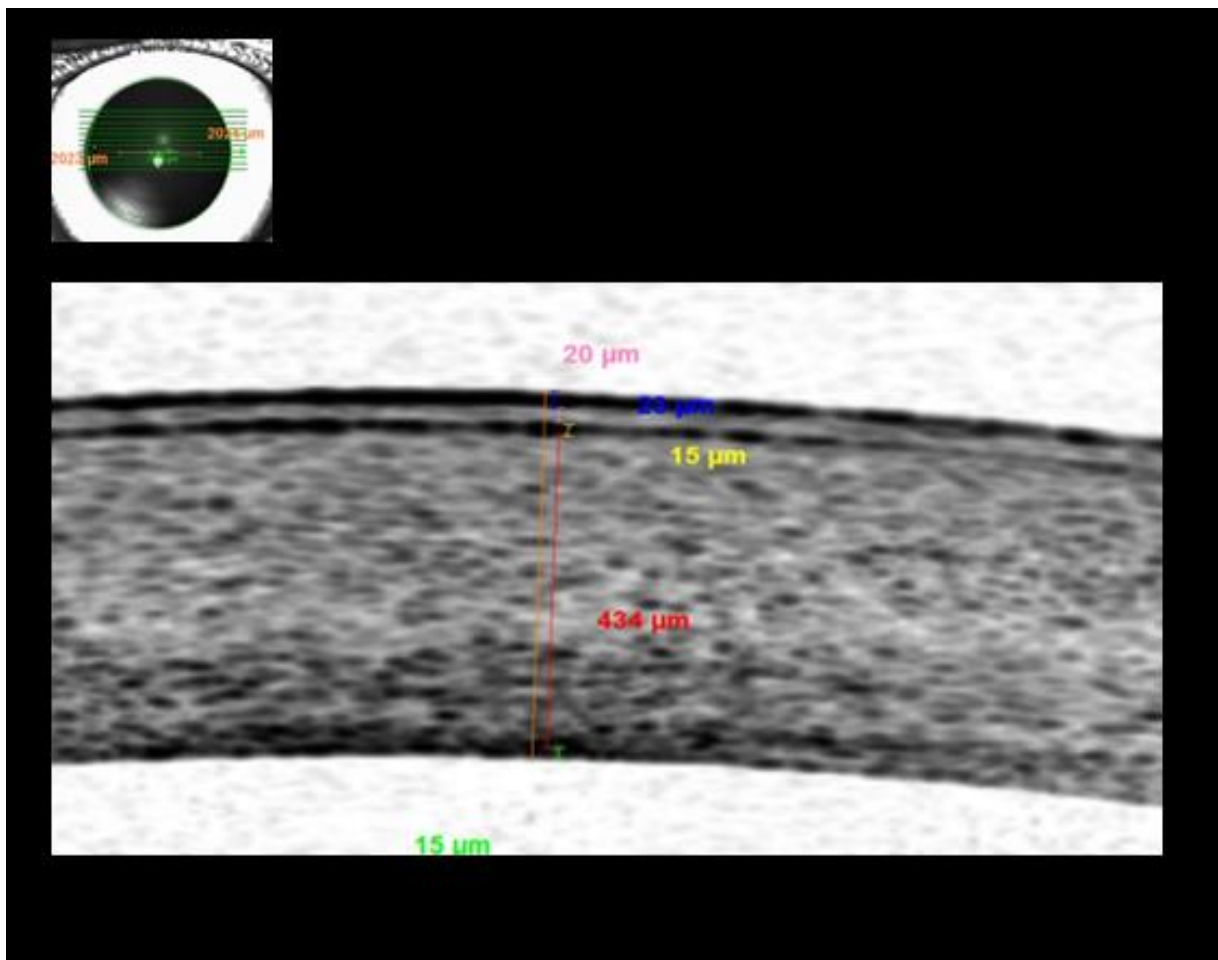


Abbildung 13: Darstellung der Schichten der Hornhaut

Mäusebussard (*Buteo buteo*), Stationsnummer: 33065, OD

Reihenfolge von oben nach unten: **Blau** = Tränenfilm, **rosa** = Epithel, **gelb** = Bowmansche Membran, **rot** = Stroma, **grün** = Descemetische Membran und Endothel, **orange** = Gesamtdicke Hornhaut zentral

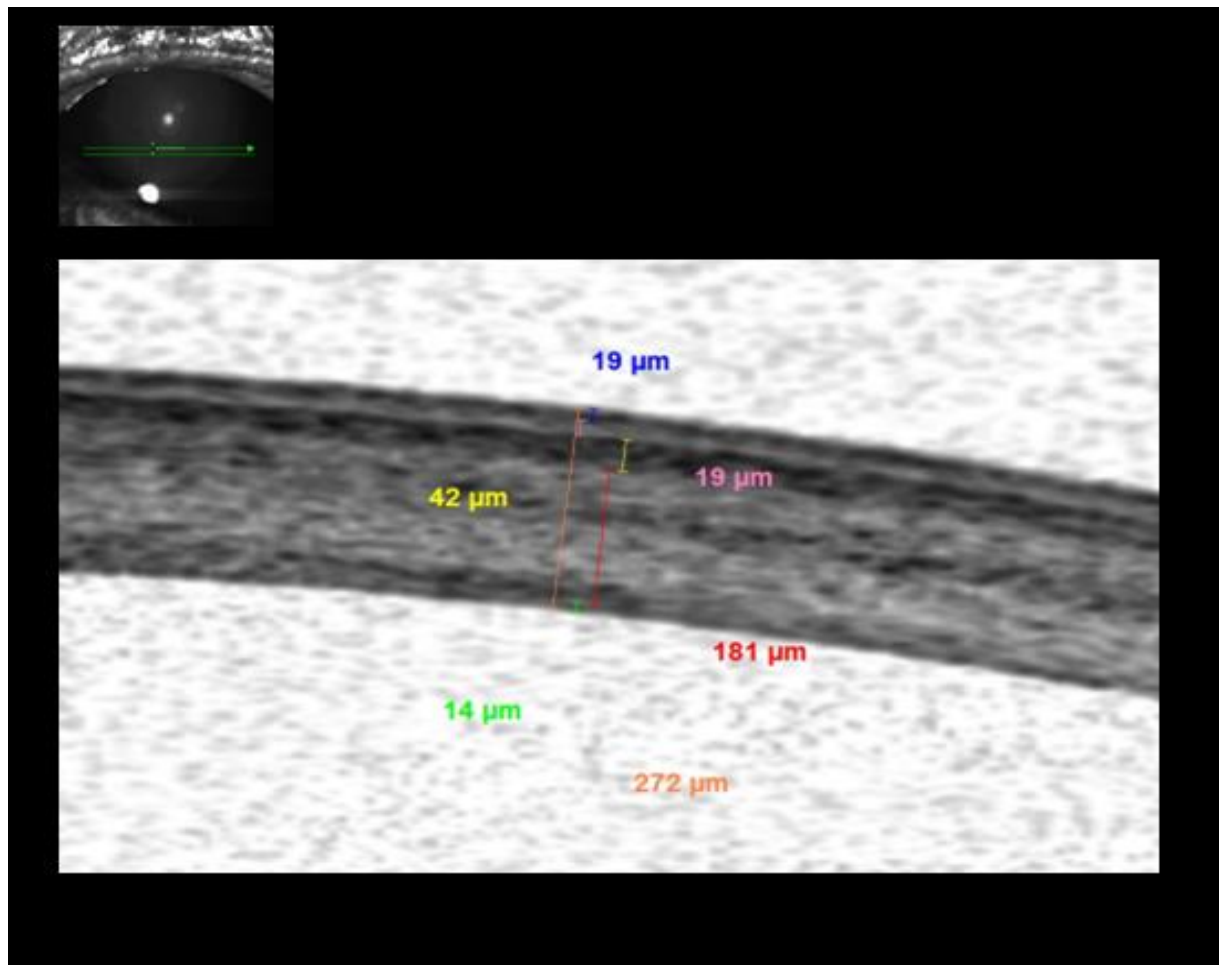


Abbildung 14: Darstellung der Schichten der Hornhaut

Waldkauz (*Strix aluco*), Stationsnummer 35516, OS

Reihenfolge von oben nach unten: **Blau** = Tränenfilm, **rosa** = Epithel, **gelb** = Bowmansche Membran, **rot** = Stroma, **grün** = Descemetische Membran und Endothel, **orange** = Gesamtdicke Hornhaut zentral

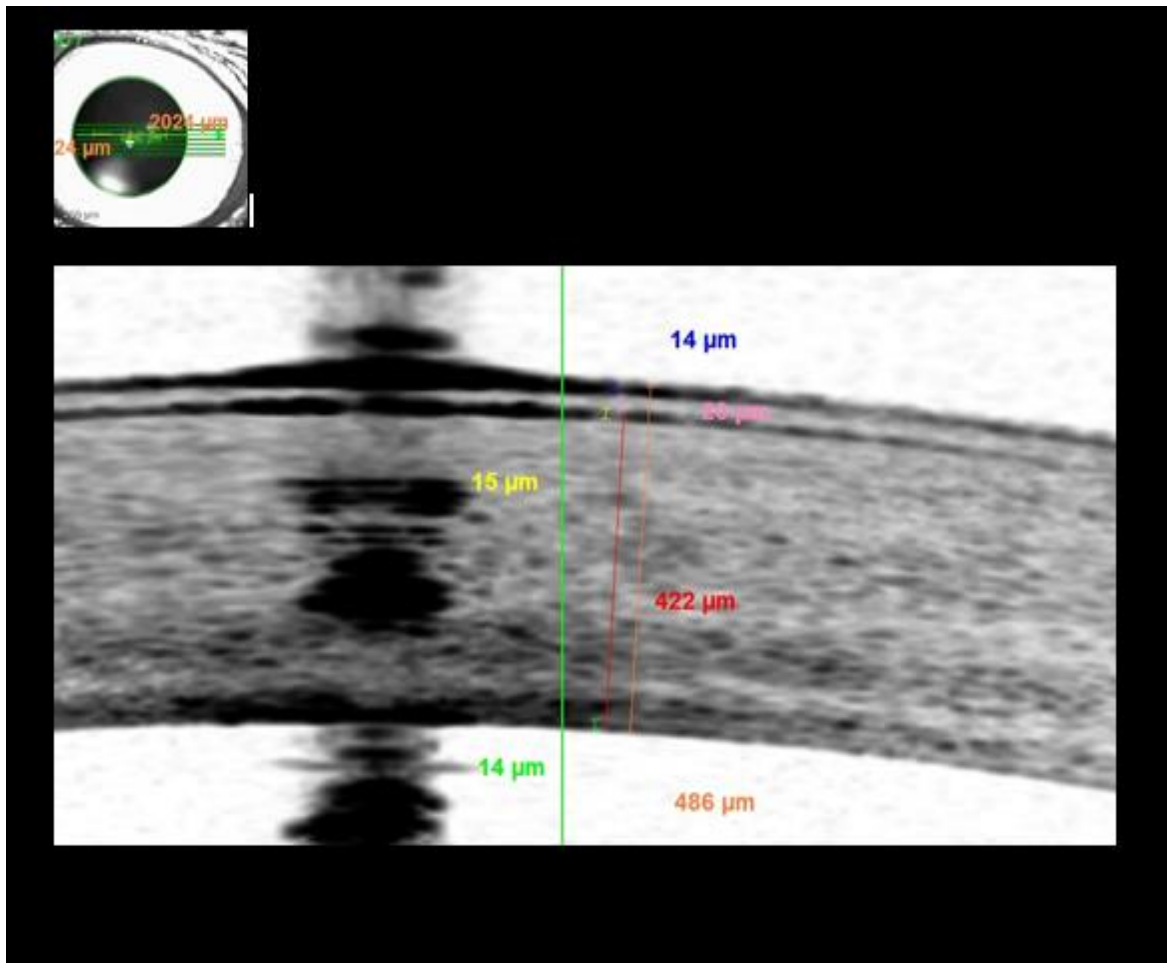


Abbildung 15: Schichtdickenverschiebung durch Lichtreflektionen

Mäusebussard (*Buteo buteo*), Stationsnummer 34678, OS

Reihenfolge von oben nach unten: **Blau** = Tränenfilm, **rosa** = Epithel, **gelb** = Bowmansche Membran, **rot** = Stroma, **grün** = Descemetische Membran und Endothel, **orange** = Gesamtdicke Hornhaut zentral

Artverschiedene Schichtdicken der zentralen Hornhaut

Die artverschiedenen Dicken der einzelnen Schichten der Hornhaut sind nach rechtem und linkem Auge in der Tabelle 4 für das rechte Auge und in Tabelle 5 für das linke Auge aufgeführt. Gezeigt werden die Mittelwerte mit entsprechender Varianz.

In Abbildung 34 bis Abbildung 43 sind im Anhang die entsprechenden Boxplots dargestellt.

Beim Tränenfilm differierten die Mittelwerte für diese Schicht zwischen den verschiedenen Greifvogelarten nur wenig. Am rechten Auge zeigten die Mäusebussarde mit 18,5 µm den dicksten Tränenfilm, der Wespenbussard und die Waldohreule wiesen mit jeweils 13 µm den dünnsten Wert auf.

Am linken Auge stellte sich ein annähernd gleiches Bild dar mit wiederum dem dicksten Tränenfilm bei den Mäusebussarden mit 18 μm . Die dünnste Schicht fand sich beim Wespenbussard und bei dem Steinkauz mit jeweils 12 μm .

Das Epithel wies größere Unterschiede zwischen den Arten auf. Am rechten Auge reichte die Spanne von 22,6 μm bei den Habichten und bis zu 9 μm beim Steinkauz. Links variierten erneut diese beiden Arten am stärksten mit 24 μm beim Habicht und nur 10 μm beim Steinkauz.

Bei der Bowmanschen Membran stellten die Waldkäuze mit dem sehr hohen Wert von 29,5 μm einen Ausreißer am rechten Auge dar, gefolgt von 18,4 μm bei den Habichten. Die geringste Epitheldicke zeigte am rechten Auge der Wespenbussard mit 11 μm .

Die prominenteste Schicht von allen untersuchten Strukturen war das Stroma. Hier ergaben sich große Unterschiede zwischen den Arten. Den größten Durchmesser hatte das Stroma bei den Mäusebussarden mit 434,1 μm am rechten Auge und 433 μm am linken Auge. Die Habichte schlossen sich mit einem stromalen Durchmesser von 369 μm am rechten Auge und 364 μm am linken Auge an. Der geringste Durchmesser dieser Schicht war beim Steinkauz mit beidseits 79 μm zu finden, gefolgt von 95,7 μm am rechten Auge und 96,6 μm am linken Auge bei den Turmfalken.

Die Descemetische Membran und das Endothel zeigten sich im Vergleich der Greifvogelarten wieder einheitlicher und schwankten am OD zwischen 18 μm bei Wespenbussard und Waldohreule und 12 μm beim Steinkauz. Am OS wiesen die Mäusebussarde mit 16,6 μm den größten Durchmesser dieser Schicht auf und der Steinkauz mit erneuten 12 μm den geringsten Durchmesser.

Tabelle 4: Artverschiedene Schichtdicken der zentralen Hornhaut OD

OD	Tränenfilm in μm	Epithel in μm	Bowmansche Membran in μm	Stroma in μm	Descemetsche Membran und Endothel in μm
Mäusebussard (<i>Buteo buteo</i>), n=8	$18,5 \pm 1,2$	$19,8 \pm 1,5$	$14,1 \pm 1,5$	$434,1 \pm 32$	$16,8 \pm 4,9$
Sperber (<i>Accipiter nisus</i>), n=8	$17,0 \pm 2,6$	$19,0 \pm 2,5$	$16,3 \pm 2,9$	$244,6 \pm 11,4$	$17,5 \pm 2,1$
Turmfalke (<i>Falco tinnunculus</i>), n=21	$13,9 \pm 2,3$	$13,5 \pm 2,2$	$18,4 \pm 2,8$	$95,7 \pm 10,6$	$15,2 \pm 2,3$
Habicht (<i>Accipiter gentilis</i>), n=5	$16,2 \pm 1,3$	$22,6 \pm 1,7$	$14,8 \pm 2,5$	$369,0 \pm 17,8$	$15,4 \pm 2,5$
Wespenbussard (<i>Pernis apivorus</i>), n=1	13,0	22,0	11,0	286,0	18,0
Waldohreule (<i>Asio otus</i>), n=1	13,0	14,0	18,0	121,0	18,0
Baumfalke (<i>Falco subbuteo</i>), n=3	$14,7 \pm 0,7$	$11,7 \pm 0,0$	$17,3 \pm 1,4$	$100 \pm 2,1$	$14,3 \pm 2,1$
Steinkauz (<i>Athene noctua</i>), n=1	14,0	9,0	14,0	79,0	12,0
Waldkauz (<i>Strix aluco</i>), n=2	15,0	15,0	29,5	175,0	12,5
Wanderfalke (<i>Falco peregrinus</i>), n=2	$15,5 \pm 0,7$	$15 \pm 1,4$	$17,5 \pm 0,7$	$148 \pm 14,8$	$14 \pm 0,0$

Tabelle 5: Artverschiedene Schichtdicke der zentralen Hornhaut OS

OS	Tränenfilm in μm	Epithel in μm	Bowman Membran in μm	Stroma in μm	Descemetische Membran und Endothel in μm
Mäusebussard (<i>Buteo buteo</i>), n=8	$18 \pm 4,0$	$19,5 \pm 2,0$	$14,6 \pm 2,6$	$433 \pm 36,7$	$16,6 \pm 2,6$
Sperber (<i>Accipiter nisus</i>), n=8	$17,9 \pm 2,3$	$18,8 \pm 3,0$	$15,8 \pm 2,0$	$249,8 \pm 14,9$	$15,9 \pm 0,6$
Turmfalke (<i>Falco tinnunculus</i>), n=21	$14,2 \pm 1,2$	$14 \pm 1,8$	$17,6 \pm 3,6$	$96,6 \pm 7,6$	$14,2 \pm 0,8$
Habicht (<i>Accipiter gentilis</i>), n=5	$17,4 \pm 1,3$	$24 \pm 2,8$	$16 \pm 2,2$	$364,2 \pm 17,9$	$15,8 \pm 1,8$
Wespenbussard (<i>Pernis apivorus</i>), n=1	12,0	21,0	13,0	281,0	11,0
Waldohreule (<i>Asio otus</i>), n=1	13,0	14,0	14,0	141,0	13,0
Baumfalke (<i>Falco subbuteo</i>), n=3	$14 \pm 0,7$	$12,3 \pm 0,7$	$16 \pm 1,4$	$98,7 \pm 3,5$	$14,3 \pm 0,7$
Steinkauz (<i>Athene noctua</i>), n=1	12,0	10,0	16,0	79,0	12,0
Waldkauz (<i>Strix aluco</i>), n=2	16,0	16,0	27,5	176,0	15,5
Wanderfalke (<i>Falco peregrinus</i>), n=2	$14,5 \pm 0,7$	$12,5 \pm 0,7$	$15,5 \pm 0,7$	$154 \pm 4,2$	$14,5 \pm 4,9$

Reproduzierbarkeit der ermittelten Werte der einzelnen Schichten der Hornhaut

Wie auch schon bei der zentralen Gesamtdicke der Hornhaut, erfolgte ein Vergleich der Erst- und Zweitaufnahmen der einzelnen Schichten der Hornhaut zur Erfassung der Reproduzierbarkeit der Methode.

Die entsprechenden Bland Altman Graphiken finden sich im Anhang in Abbildung 50 bis Abbildung 59.

Die Bias lag für den Tränenfilm am OD bei $-0,11\ \mu\text{m}$, am OS bei $0,06\ \mu\text{m}$. Für das Epithel lag sie rechts bei $-0,76\ \mu\text{m}$, links bei $-0,26\ \mu\text{m}$. Die Bowmansche Membran wies rechts eine Bias von $-0,16\ \mu\text{m}$ und links $0,40\ \mu\text{m}$ auf, während sie beim Stroma am OD bei $1,11\ \mu\text{m}$ und am OS bei $0,17\ \mu\text{m}$ lag. Die Descemetsche Membran mit dem Epithel ließ rechts eine Bias von $-0,16\ \mu\text{m}$ erkennen, links von $0,26\ \mu\text{m}$. Damit stellte sich dar, dass das Epithel am rechten Auge schwach signifikante Abweichungen zeigte und alle restlichen Schichten keine signifikanten Abweichungen der Werte aufwiesen.

Für das rechte Auge lag die Standardabweichung beim Tränenfilm bei $1,61\ \mu\text{m}$, beim Epithel bei $1,46\ \mu\text{m}$. Für die Bowmansche Membran errechnete sich eine Standardabweichung am OD von $2,23\ \mu\text{m}$, beim Stroma von $4,62\ \mu\text{m}$. Die Descemetsche Membran mit dem Endothel wies eine Standardabweichung von $1,99\ \mu\text{m}$ am OD auf.

Am linken Auge war beim Tränenfilm ein Wert von $1,55\ \mu\text{m}$ zu vermerken und beim Epithel ein Wert von $1,54\ \mu\text{m}$. Die Bowmansche Membran wies eine Standardabweichung von $1,74\ \mu\text{m}$ und das Stroma eine Standardabweichung von $2,92\ \mu\text{m}$ auf. Für die Descemetsche Membran mit dem Epithel ergab sich hierbei am linken Auge ein Wert von $1,54\ \mu\text{m}$.

Die Variationskoeffizienten der Messverteilungen errechneten sich anhand der entsprechenden Schichtdicken. Für den Tränenfilm ergab sich rechts ein Wert von $10,52\ \%$, was für eine mäßige Reproduzierbarkeit sprach. Links lag ein Wert von $9,95\ \%$ vor, was noch eine gute Reproduzierbarkeit aussagte.

Beim Epithel lagen die Koeffizienten am OD bei $9,19\ \%$ und am OS bei $9,50\ \%$, was ebenfalls eine gute Reproduzierbarkeit zeigte.

Die Bowmansche Membran wies Werte von rechts $12,52\ \%$ und links von $10,27\ \%$ auf. Hieraus ergab sich eine mäßige Reproduzierbarkeit.

Beim Stroma konnten Korrelationskoeffizienten von $2,58\ \%$ am OD und $1,55\ \%$ am OS nachgewiesen werden, was eine hervorragende Reproduzierbarkeit darstellte.

Für die Descemetsche Membran und dem Endothel ergaben sich Werte von $12,79\ \%$ am rechten Auge und $10,44\ \%$ am linken Auge. Die Reproduzierbarkeit war demnach als mäßig einzustufen.

4.4. Korrelation der Gesamtdicke der Hornhaut mit der Körpergröße

In dieser Studie wurde die zentrale Gesamtdicke der Hornhaut mit dem Körpergewicht der Tiere in Korrelation gesetzt. Bezogen auf alle untersuchten Probanden ergab sich sowohl für das rechte als auch für das linke Auge jeweils ein Korrelationskoeffizient von 0,84 nach Pearson. Dies stellte eine starke Korrelation der beiden Parameter dar und zeigte die generelle Tendenz für die untersuchten Greifvogelarten, dass eine höhere Körpermasse mit einer dickeren Hornhaut einherging.

Bei den Mäusebussarden war an beiden Augen eine breite Streuung der Werte erkennbar. Ähnlich stellte sich die Messung bei den Habichtaugen dar, bei denen sich jeweils am rechten und linken Auge eine Tendenz zu einem höheren Körpergewicht im Verhältnis zur Hornhautdicke zeigte. Die Streuung bei den Turmfalken war deutlich gleichmäßiger an beiden Augen. Bei der Waldohreule bestand eine starke Korrelation der beiden verglichenen Parameter, ebenso war dies für die beiden Waldkäuze, den Steinkauz und den Wespenbussard erkennbar. Bei den Baumfalken korrelierte das Körpergewicht ebenfalls stark mit der zentralen Gesamtdicke der Hornhaut.

Die Sperber wiesen verglichen zum Körpergewicht eine dickere Hornhautdicke auf. Hierfür wurde eine zusätzliche Regressionsanalyse mittels des Statistikprogramms „Medcalc“ durchgeführt, bei der eine Achsenabweichung von der vorliegenden Korrelation mit der Korrelationsachse aller anderen Probanden verglichen wurde. Dabei ergab sich ein signifikant größerer Hornhautdurchmesser der Sperber im Vergleich zur Körpergröße ($p = 0,00$). Bei den Wanderfalken ließ sich im Gegensatz dazu ein geringerer Korneadurchmesser im Vergleich zum Körpergewicht ablesen. Allerdings war bei dieser Greifvogelart die Probandenanzahl zu gering, um eine zusätzliche Regressionsanalyse zu erstellen. Ein gewisser Trend war jedoch durchaus aus der Graphik erkennbar.

Die jeweiligen Tendenzen dieser Korrelationen sind in den Punktediagrammen in Abbildung 16 und Abbildung 17 ersichtlich.

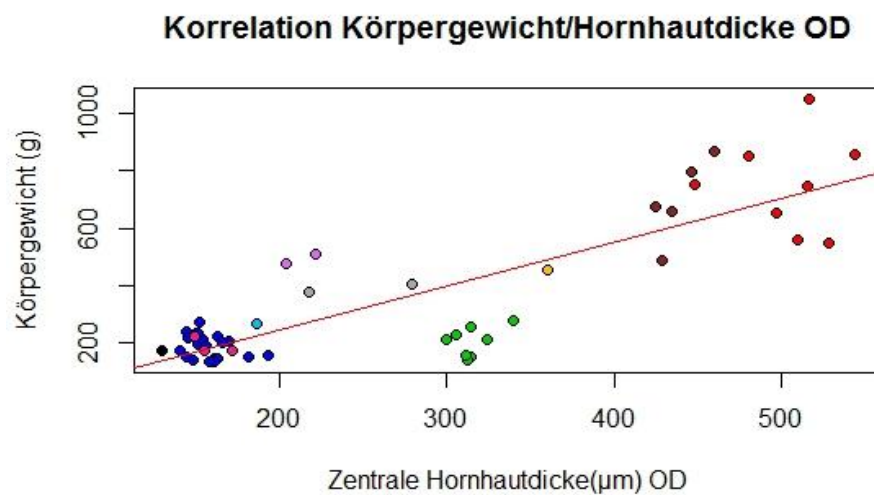


Abbildung 16: Korrelation des Körpergewichts in Gramm mit der zentralen Gesamtdicke der Hornhaut OD

rot = Mäusebussard (*Buteo buteo*), grün = Sperber (*Accipiter nisus*), blau = Turmfalke (*Falco tinnunculus*), rotbraun = Habicht (*Accipiter gentilis*), türkis = Waldohreule (*Asio otus*), pink = Baumfalke (*Falco subbuteo*), grau = Waldkauz (*Strix aluco*), schwarz = Steinkauz (*Athene noctua*), violett = Wanderfalke (*Falco peregrinus*)

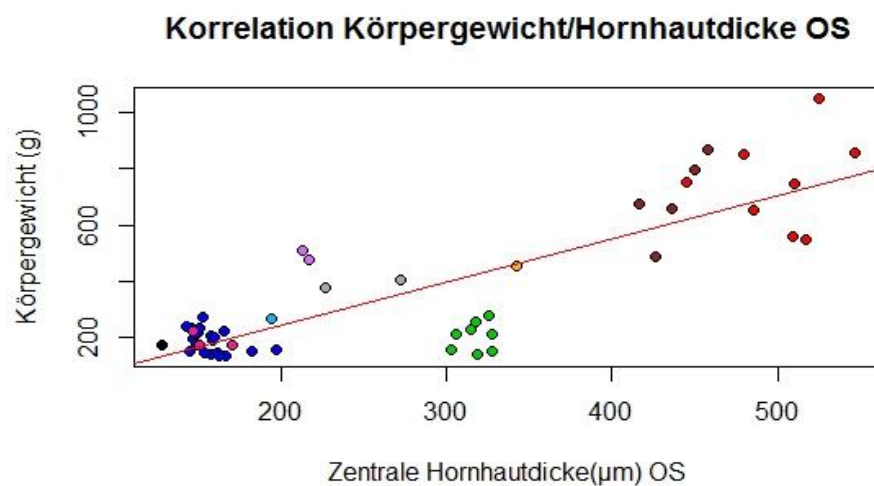


Abbildung 17: Korrelation des Körpergewichts in Gramm mit der zentralen Gesamtdicke der Hornhaut OS

rot = Mäusebussard (*Buteo buteo*), grün = Sperber (*Accipiter nisus*), blau = Turmfalke (*Falco tinnunculus*), rotbraun = Habicht (*Accipiter gentilis*), türkis = Waldohreule (*Asio otus*), pink = Baumfalke (*Falco subbuteo*), grau = Waldkauz (*Strix aluco*), schwarz = Steinkauz (*Athene noctua*), violett = Wanderfalke (*Falco peregrinus*)

4.5. Korrelation der zentralen Gesamtdicke der Hornhaut mit dem IOD

Für die Korrelation der zentralen Gesamtdicke der Hornhaut mit dem intraokularen Druck (IOD) wurde der IOD von 35 der 52 Probanden erfasst.

Für das rechte Auge ergab sich bezogen auf alle erfassten Probanden eine positive Korrelation mit einem Korrelationskoeffizienten von 0,83 nach Pearson. Für das linke Auge ergab sich für die Studienprobanden ein Korrelationskoeffizient von 0,84 nach Pearson. Damit ließ sich eine sehr starke Korrelation für die zentrale Gesamtdicke der Hornhaut im Verhältnis zum intraokularen Druck feststellen. Es ergab sich für die untersuchten Probanden der durchschnittliche Trend, dass bei einer dickeren Hornhaut mit einem höheren intraokularen Druck zu rechnen war.

Bei den Mäusebussarden wurde bei vier der acht Probanden der intraokulare Druck gemessen. Es fiel auf, dass drei Tiere für beide Augen einen deutlich höheren IOD im Verhältnis zur Hornhautdicke aufwiesen und alle drei eine ähnliche Streuung der Werte zeigten. Einer der Probanden wies dagegen an beiden Augen einen signifikant niedrigeren IOD bei nur geringgradig niedrigerem Körpergewicht auf.

Von den acht Sperbern wurden vier Tiere in die Wertung einbezogen. Bei diesen Probanden zeigte sich beidseits bei drei Tieren eine starke Korrelation. Bei einem Tier war jeweils rechts wie links der intraokulare Druck etwas niedriger im Verhältnis zur Hornhautdicke.

Von den 21 Turmfalken konnte für 15 Tiere der IOD ermittelt werden. Die Werte streuten weitgehend gleichmäßig mit einer leichten Tendenz in den positiven Bereich.

Der intraokulare Druck von allen fünf Habichten konnte erfasst werden. Die Streuung der Werte ließ auf einen Trend zu einer dickeren Hornhaut im Verhältnis zum IOD schließen.

Von der Waldohreule und den Waldkäuzen konnte jeweils von nur einem Tier an beiden Augen der IOD gemessen werden. Bei der Waldohreule zeigte sich beidseits eine starke Korrelation. Bei dem Waldkauz ergab sich rechts ein signifikant niedrigerer IOD im Verhältnis zur zentralen Hornhautdicke, links korrelierte der Wert etwas stärker.

Die zwei Wanderfalken zeigten an beiden Augen eine starke Korrelation der verglichenen Parameter. Bei dem Steinkauz und dem Wespenbussard konnte kein intraokularer Druck erfasst werden.

Die graphischen Darstellungen dieser Ergebnisse finden sich in Abbildung 18 und Abbildung 19.

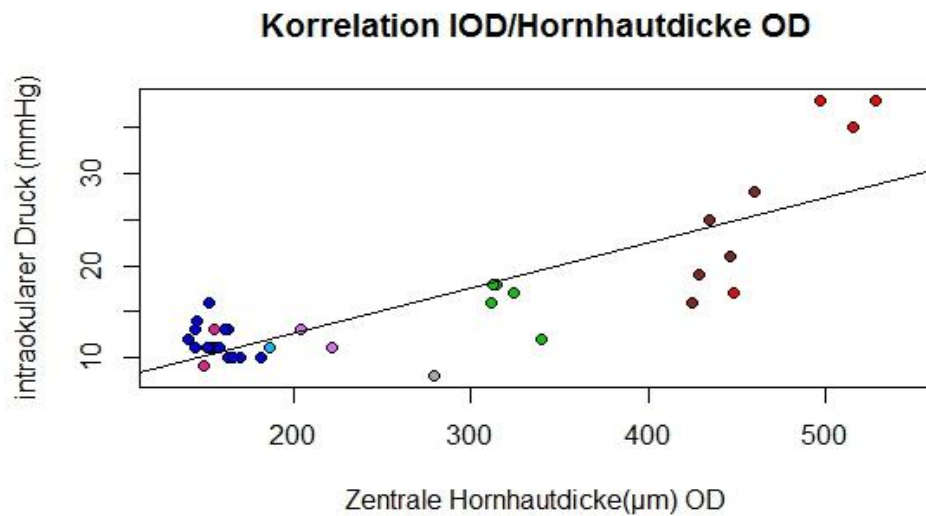


Abbildung 18: Korrelation der zentrale Gesamtdicke der Hornhaut mit dem intraokularen Druck (mmHg) OD

Rot = Mäusebussard (*Buteo buteo*), grün = Sperber (*Accipiter nisus*), blau = Turmfalke (*Falco tinnunculus*), rotbraun = Habicht (*Accipiter gentilis*), türkis = Waldohreule (*Asio otus*), pink = Baumfalke (*Falco subbuteo*), grau = Waldkauz (*Strix aluco*), violett = Wanderfalke (*Falco peregrinus*)

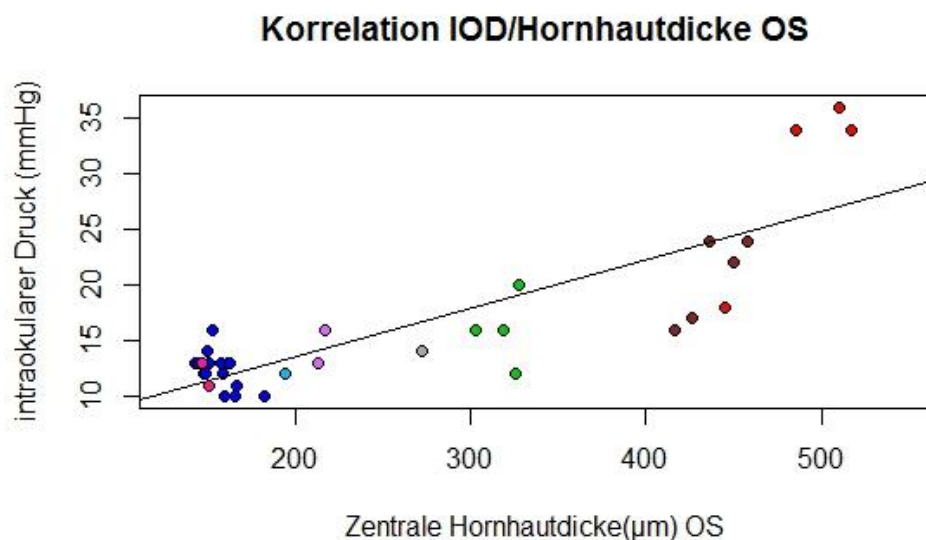


Abbildung 19: Korrelation der zentralen Gesamtdicke der Hornhaut mit dem intraokularen Druck (mmHg)

Rot = Mäusebussard (*Buteo buteo*), grün = Sperber (*Accipiter nisus*), blau = Turmfalke (*Falco tinnunculus*), rotbraun = Habicht (*Accipiter gentilis*), türkis = Waldohreule (*Asio otus*), pink = Baumfalke (*Falco subbuteo*), grau = Waldkauz (*Strix aluco*), violett = Wanderfalke (*Falco peregrinus*)

4.6. Korrelation der Gesamtdicke der Hornhaut mit dem Alter

Im Rahmen dieser Studie erfolgte eine Überprüfung der vorliegenden Messergebnisse auf eine Korrelation der Gesamtdicke der zentralen Hornhaut mit dem Alter der Probanden.

Es wurden alle 21 Turmfalken aus der Studie in diese Korrelation miteinbezogen. Hiervon waren 12 Tiere adult, also vollständig ausgewachsen. Fünf Tiere wurden als subadult gewertet, da sie bereits Teile des Großgefieders geschoben hatten, jedoch noch über deutliche Flaumanteile im Gefieder verfügten. Vier der Turmfalken wurden als juvenil eingestuft, da sie noch vollständig im Neoptil, also mit weißem Flaumgefieder, waren.

Es zeigte sich, dass sowohl beim rechten als auch beim linken Auge eine negative Korrelation vorlag. Beim rechten Auge ergab sich ein Korrelationskoeffizient nach Kendall von -0,40, beim linken Auge lag der Korrelationskoeffizient nach Kendall bei -0,38. Bei den jüngsten Tieren zeigte sich die größte zentrale Gesamtdicke der Hornhaut, welche mit steigendem Alter abnahm. Einer der untersuchten adulten Turmfalken wies eine signifikant höhere Gesamtdicke der Hornhaut im Vergleich zu den restlichen Probanden auf.

Die Ergebnisse sind in Abbildung 20 und Abbildung 21 graphisch als Punktediagramm dargestellt.

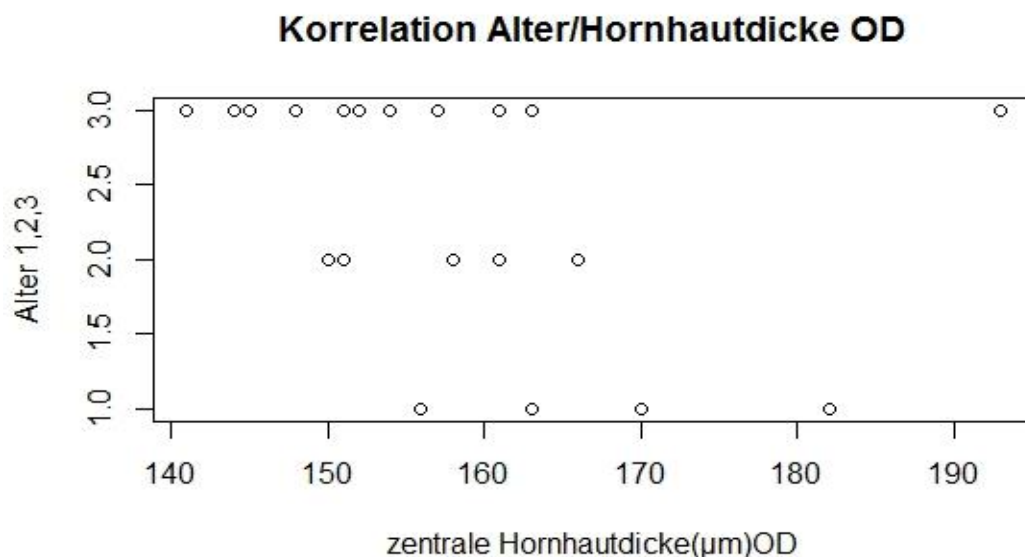


Abbildung 20: Korrelation des Alters mit der zentralen Gesamtdicke der Hornhaut OD

Alter 1: juvenil, Alter 2: subadult, Alter 3: adult

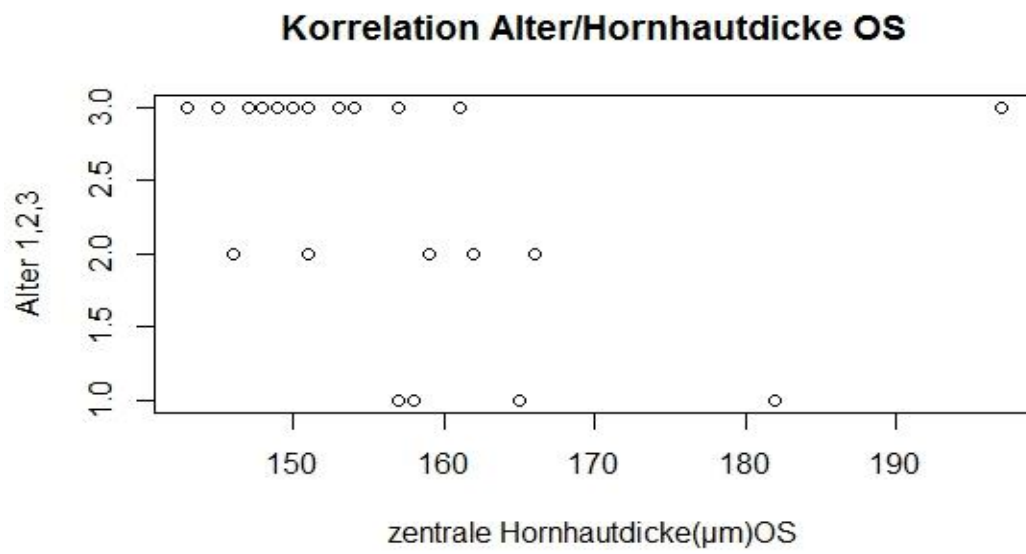


Abbildung 21: Korrelation des Alters mit der zentralen Gesamtdicke der Hornhaut OS

Alter 1: juvenil, Alter 2: subadult, Alter 3: adult

4.7. Benutzerabhängige Reproduzierbarkeit der Auswertung

Beim Vergleich der Messergebnisse, ausgewertet durch zwei unabhängige Untersucher, fielen bei den verschiedenen Schichten und den beiden Greifvogelarten starke Differenzen der Werte auf. Ein Beispiel für die unterschiedliche Ausmessung der einzelnen Schichtdicken durch die beiden Untersucher sind in Abbildung 22 und Abbildung 23 zu erkennen. Im Anhang in Abbildung 60 bis Abbildung 75 sind die Streuungen der Werte mittels Bland Altman Plots dargestellt. Eine Auflistung der entsprechend ermittelten Standardabweichungen, der entsprechenden Variationskoeffizienten der Messverteilungen und der Bias sind in Tabelle 6 ablesbar.

Für den Tränenfilm am OS, die nasale Gesamtdicke am OD, sowie für beide temporalen Gesamtdicken der Hornhaut war eine signifikante Abweichung der Bias erkennbar. Jedoch lag nur eine sehr geringe Probenanzahl vor, was die Aussagekraft hierüber stark einschränkte.

Für die untersucherabhängige Reproduzierbarkeit der Auswertungen der zentralen Gesamtdicke der Hornhaut am OD ergab sich beim Vergleich der Messergebnisse des Zweituntersuchers mit den Werten des Erstuntersuchers eine hervorragende Reproduzierbarkeit.

In der Mittelperipherie stellte sich ein ähnliches Bild der Ergebnisse dar. Auch hier war die Reproduzierbarkeit an beiden untersuchten Augen für die nasale, sowie für die temporale Lokalisation, als hervorragend einzustufen.

Bei den einzelnen Schichtdicken ergaben sich große Differenzen. Die Reproduzierbarkeit des Tränenfilms und des Epithels am linken Auge war als mäßig zu bewerten. Ebenso galt dies für die Bowmansche Membran an beiden Augen. Am rechten Auge wurden Tränenfilm und Epithel sogar als mangelhaft bewertet. Bei der Descemetschen Membran mit dem Endothel kam es zu massiven Abweichungen der Messwerte. So vermaß der Zweituntersucher bei einem Mäusebussard bis zu 31 µm mehr als der Erstuntersucher, was bezogen auf die Gesamtdicke dieser Schicht zu einer unzureichenden benutzerabhängigen Reproduzierbarkeit führte.

Als einzige der separat vermessenen Schichten, ergab sich für das Stroma an beiden Augen eine gute reproduzierbare Auswertbarkeit.

Tabelle 6: Benutzerabhängige Abweichungen der Messergebnisse

	Standardabweichung in μm	Variationskoeffizient der Messverteilung in %	Bias in μm
Tränenfilm OD	4,10	28,21	1,30
Tränenfilm OS	2,25	14,36	-0,30
Epithel OD	3,32	20,99	-0,20
Epithel OS	2,50	16,60	2,60
Bowmansche Membran OD	2,71	17,90	-0,30
Bowmansche Membran OS	2,75	18,63	-0,10
Stroma OD	9,82	3,78	7,10
Stroma OS	9,99	3,82	7,50
Descemetsche Membran und Endothel OD	7,34	41,48	-4,40
Descemetsche Membran und Endothel OS	8,17	46,03	-5,0
Zentrale Hornhautdicke OD	4,47	1,38	3,5
Zentrale Hornhautdicke OS	1,96	0,60	0,30
Temporale Hornhautdicke OD	5,53	1,71	6,30
Temporale Hornhautdicke OS	5,54	1,71	5,70
Nasale Hornhautdicke OD	6,44	2,01	6,60
Nasale Hornhautdicke OS	4,76	1,46	5,50

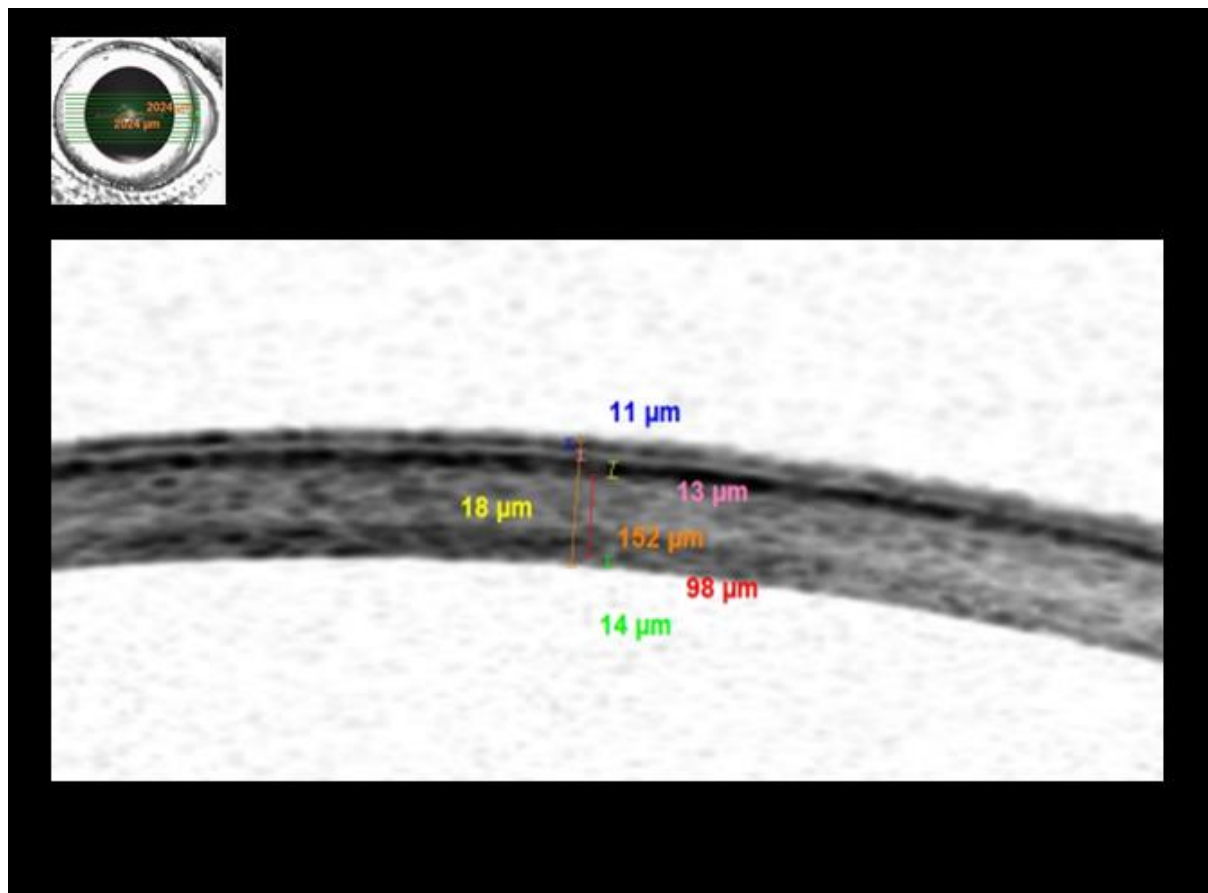


Abbildung 22: Schichtvermessung Erstuntersucher

Turmfalke (Falco tinnunculus), Stationsnummer 33955, OD

Reihenfolge von oben nach unten: **Blau** = Tränenfilm, **rosa** = Epithel, **gelb** = Bowmansche Membran, **rot** = Stroma, **grün** = Descemetsche Membran und Endothel, **orange** = Gesamtdicke Hornhaut zentral

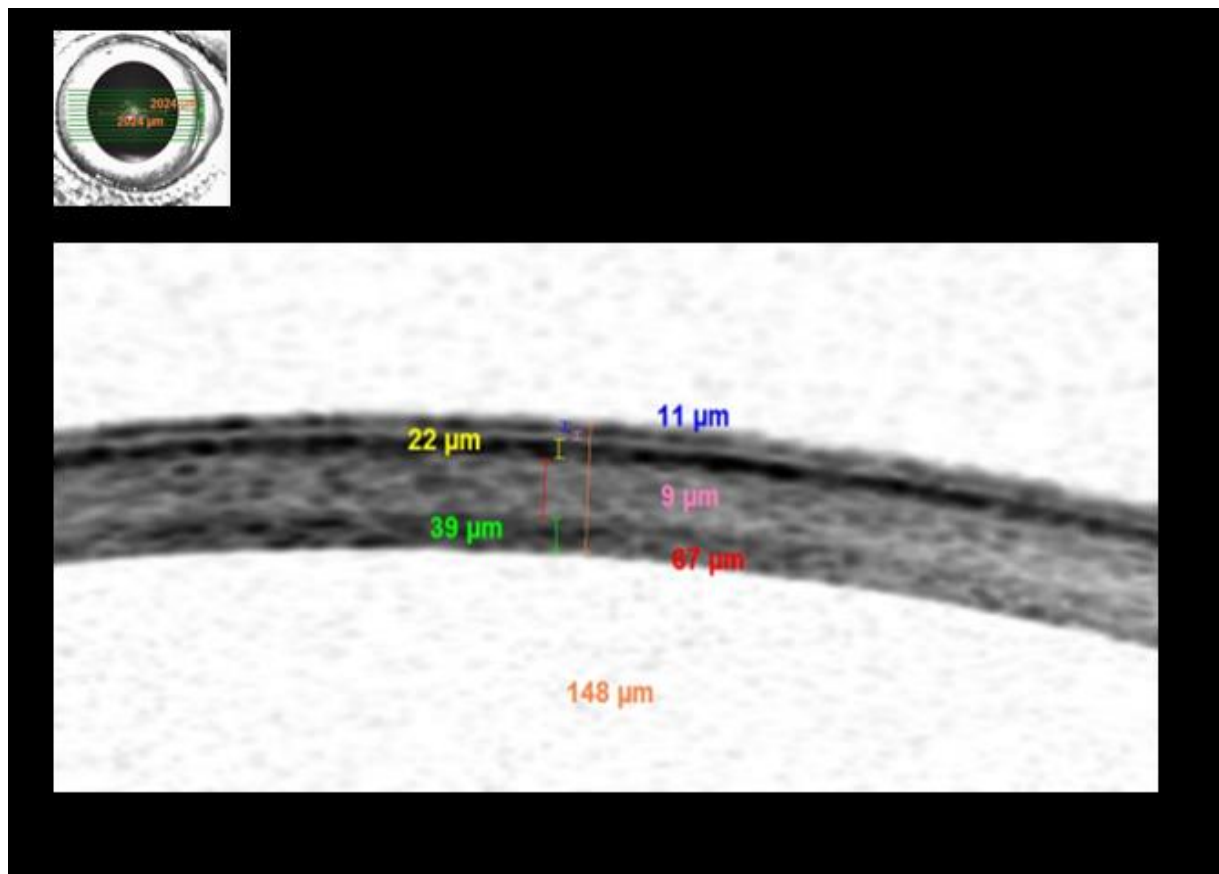


Abbildung 23: Schichtvermessung Zweituntersucher

Turmfalke (Falco tinnunculus), Stationsnummer 33955, OD

Reihenfolge von oben nach unten: **Blau** = Tränenfilm, **rosa** = Epithel, **gelb** = Bowmansche Membran, **rot** = Stroma, **grün** = Descemetische Membran und Endothel, **orange** = Gesamtdicke Hornhaut zentral

4.8. Darstellung des Kammerwinkels

Von allen 52 Probanden wurde an beiden Augen die Darstellbarkeit des Kammerwinkels beurteilt. Hierbei wurde das bereits beschriebene Score-System angewendet und die entsprechenden Scores finden sich im Anhang in Tabelle 7 bis Tabelle 10.

Der im Softwareprogram integrierte Winkelmesser konnte am Vogelauge nicht verwendet werden, da die Einsicht in den Winkel eingeschränkt war. Auf Höhe vom Übergang der Kornea zur Sklera kam es, wie in Abbildung 24 erkennbar, zu einer Lichtauslöschung. Diese Sichteinschränkung variierte zwischen den Arten, war aber bei allen Probanden soweit ausgeprägt, dass eine reproduzierbare Gradmessung nicht möglich war.

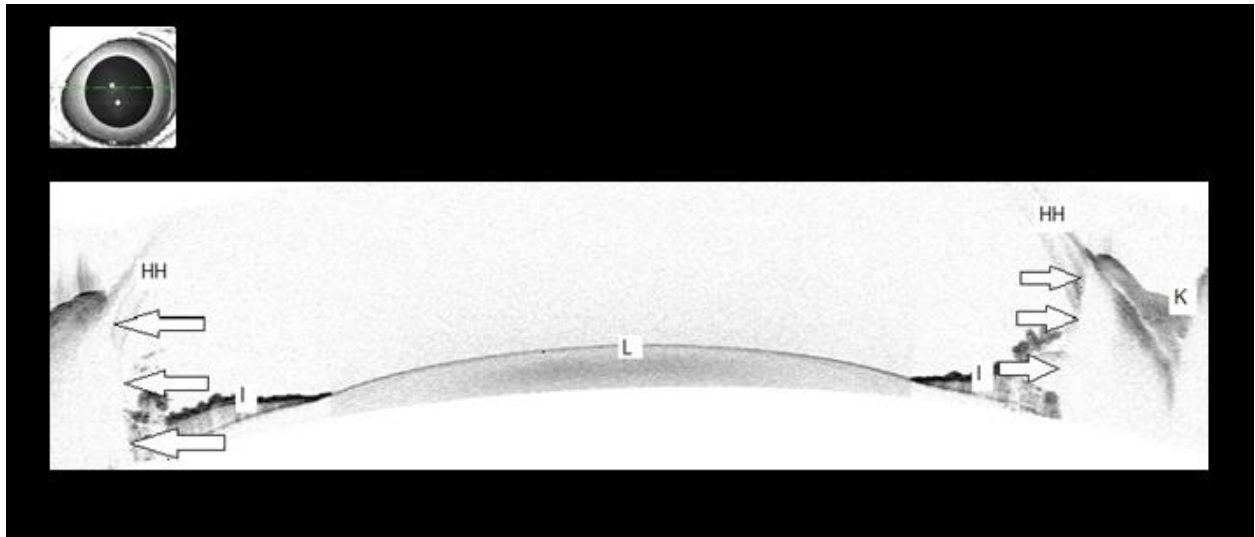


Abbildung 24: Lichtauslöschung Kammerwinkel

Wanderfalke (*Falco peregrinus*), Stationsnummer 35592, OD

HH = Hornhaut, I = Iris, K = Konjunktiva, L = Linse, weiße Blockpfeile = Begrenzung der Lichtauslöschung

Bei den Mäusebussarden gelang es in keinem Fall (0 % der Mäusebussardaugen), beide Winkel vollständig in einer Aufnahme gleichzeitig darzustellen. Bei zwei von 16 Augen (12,5 % der Mäusebussardaugen) konnte wie in Abbildung 25 sichtbar, ein Winkel mit allen vier Score-Strukturen gezeigt werden.

Ähnlich stellte es sich bei den Habichten dar, bei denen ebenfalls kein Bild (0 % der Habichtaugen) produziert werden konnte, in dem beide Winkel mit allen Strukturen zu erkennen waren. Bei fünf von zehn Augen (50 % der Habichtaugen) ließ sich allerdings zumindest ein Winkel vollständig darstellen.

Bei einem von 16 Sperberaugen (6,3 % der Sperberaugen) ließ sich eine Aufnahme erzielen, in der alle Merkmale aus beiden Kammerwinkeln gleichzeitig erkennbar waren. Bei sieben Bildern (43,8 % der Sperberaugen) waren alle Strukturen des Score-Systems in einem Winkel erkennbar.

Von den Turmfalken ließen sich bei zehn von 42 Augen (23,8 % der Turmfalkenaugen) beide Kammerwinkel in einer Aufnahme darstellen (Abbildung 26) und 32 mal (76,2 % der Turmfalkenaugen) war ein Winkel klar mit allen vier Winkelmerkmalen zu erkennen.

Beim Wespenbussard lag jeweils nur eine einzige Aufnahme jedes Auges vor, was keine Vergleichbarkeit bot. Es konnte kein Winkel (0 % der Wespenbussardaugen) von beiden aufgenommenen Augen vollständig dargestellt werden.

Von vier Augen bei den Wanderfalken ließen sich zweimal beide Kammerwinkel (50 % der Wanderfalkenaugen) in einer Aufnahme darstellen, viermal (100 % der Wanderfalkenaugen) war ein Winkel mit allen Score-Strukturen sichtbar.

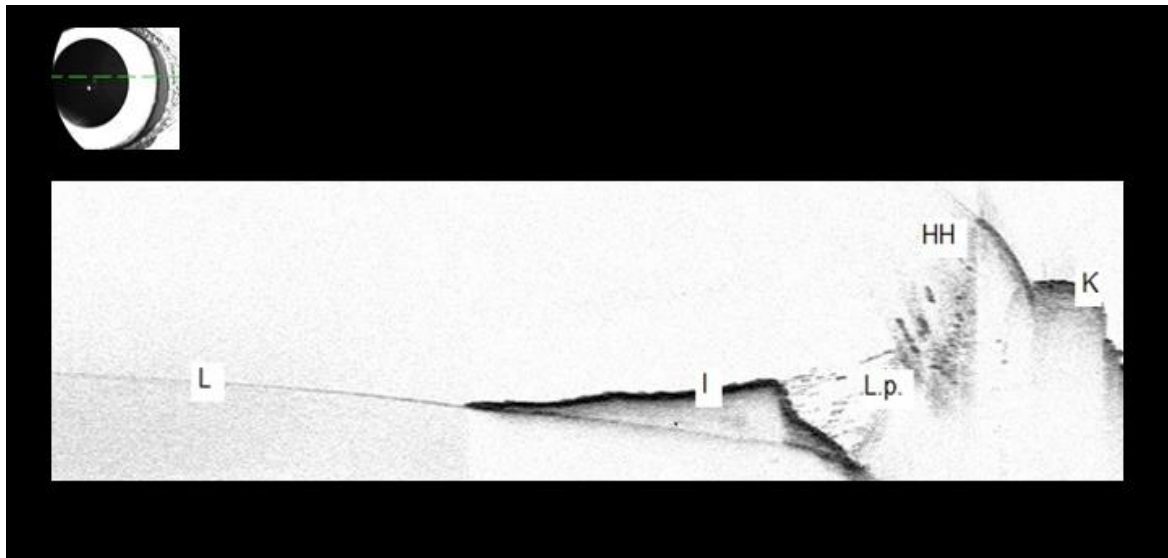


Abbildung 25: Kammerwinkel einseitige Darstellung

Mäusebussard (*Buteo buteo*), Stationsnummer 33065, OS

L= Linse, I= Iris, L.p.= Ligamentum pectinatum, HH= Hornhaut, K= Konjunktiva

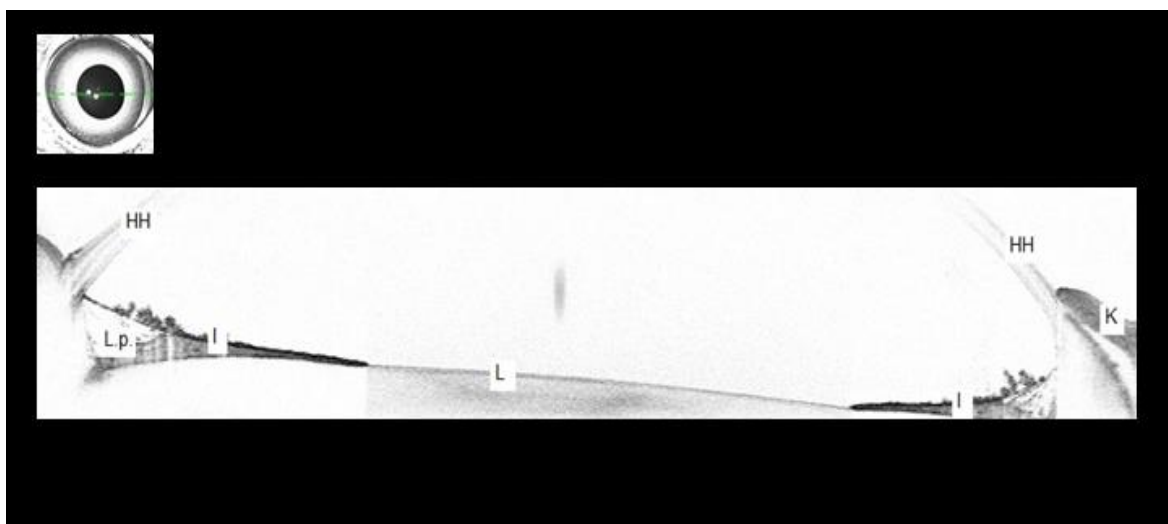


Abbildung 26: Kammerwinkel beidseitige Darstellung

Turmfalke (*Falco tinnunculus*), Stationsnummer 36172, OD

L = Linse, I = Iris, L.p.= Ligamentum pectinatum, HH = Hornhaut, K = Konjunktiva

Die nachtaktiven Greifvögel ließen sich insgesamt deutlich schlechter darstellen. Bei der Waldohreule und dem Steinkauz lagen jeweils nur ein rechtes und ein linkes Auge vor, was keine Vergleichbarkeit ermöglichte. Jedoch war auffällig, dass sich bei beiden kein klares Bild erfassen ließ und maximal die Irisbasis erkennbar war (Abbildung 27). Bei den vier Augen der Waldkäuze ließ sich keine der geforderten Strukturen darstellen. Die Darstellbarkeit eines Kammerwinkels mit allen Score-Strukturen lag für die untersuchten nachtaktiven Greifvögel durchgehend bei null Prozent.

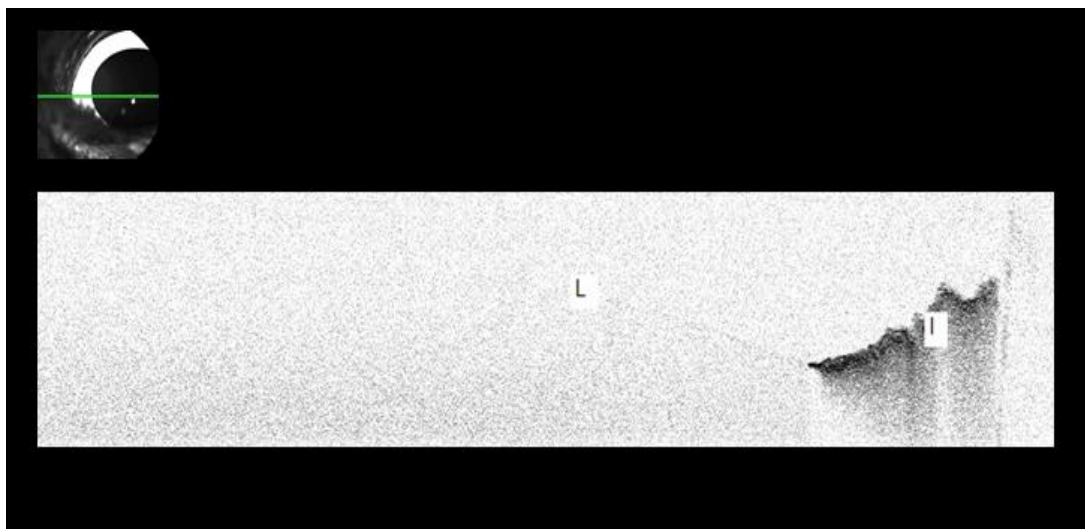


Abbildung 27: Kammerwinkel Eule

Waldohreule (*Asio otus*), Stationsnummer 34050, OS

L= Linse, I= Iris

V. DISKUSSION

5.1. OCT am vorderen Augensegment in der Ornitho-Ophthalmologie

Die optische Kohärenztomographie ist in der Humanmedizin sowohl am vorderen als am hinteren Augensegment ein vielfach erprobtes und zuverlässiges diagnostisches Mittel. In der Ornitho-Ophthalmologie wurde sie bislang nur am Fundus bei verschiedensten Vogelarten erfolgreich eingesetzt (RUGGERI et al., 2010; RAUSCHER et al., 2013; VELASCO GALLEGO, 2015), während am vorderen Augensegment nach aktuellem Kenntnisstand keine vergleichbaren Arbeiten existieren.

Bisherige pachymetrische Vermessungen der Kornea beschränkten sich auf die herkömmlichen Methoden, wie beispielsweise der Sonographie, welche nicht die entsprechende optische Auflösung bieten kann, wie die OCT (VAN VELTHOVEN et al., 2007; STROBEL, 2010).

Daher war das Ziel dieser Arbeit, im Rahmen einer routinemäßigen ophthalmologischen Untersuchung, erste orientierende Basisdaten der anatomischen Strukturen des vorderen Augensegments in entsprechender Auflösungsqualität bei Greifvögeln zu liefern und zu erproben, ob die Untersuchungsmethode der OCT am vorderen Augensegment der Greifvögel einsetzbar ist.

In die vorliegende Studie sind 52 tag- und nachtaktive Greifvögel aus zehn verschiedenen Arten und drei Familien eingegangen. Es handelte sich bei allen Probanden um Patienten der Klinik für Vögel, Reptilien, Amphibien und Zierfische, die verletzt oder flugunfähig aufgefunden wurden. Zusätzlich zu einer gründlichen allgemeinen Untersuchung gehörte routinemäßig ebenfalls eine ausführliche Examination der Augen dazu, da es sich bei einem Großteil der Greifvögel um Traumapatienten handelte, bei denen mit Augenläsionen zu rechnen war (KORBEL, 1994).

In der vorliegenden Studie sind lediglich die OCT Aufnahmen eingegangen, bei denen aufgrund der klinisch - ophthalmologischen Untersuchung in Verbindung mit der OCT - Bildgebung keine okularen Veränderungen auffindbar waren. Alle Aufnahmen mit auffälligen Veränderungen wurden ausgeschlossen.

5.2. OCT Untersuchung

Für die eigentliche Untersuchung wurde der Körper des Patienten in ein Handtuch gewickelt und vor der Kamera auf einer Ablagevorrichtung positioniert. Der Körper und der Kopf des Tieres wurden durch eine Hilfsperson vor der Kamera fixiert. Diese Fixationsmethode war angelehnt an vorangegangene OCT Studien am Vogelauge (VELASCO GALLEGO, 2015). Bei den verschiedenen Untersuchungen wechselten die Hilfspersonen, die die Tiere fixierten. Einen Hauptfaktor bei der Dauer der Untersuchung stellte die Eigenbewegung des Helfers dar, welche sich auf den Probanden übertrug. Schon bei geringsten Bewegungen stoppte die OCT Aufnahme, da es zu einer Verschiebung des Aufnahmebildes kam. Wenn die exakte Position der Aufnahme durch den eye – tracker wiedererlangt werden konnte, wurde die Aufnahme hier fortgesetzt, in den meisten Fällen wurde die Aufnahme jedoch abgebrochen, neu fokussiert und erneut gestartet. Die Arme bzw. Hände der haltenden Person wurden auf den Ablageboxen oder Teilen des OCT Gerätes abgelegt, um ein Schwingen oder Wackeln zu mindern. Ebenso wurde die Atembewegung des Helfers vom OCT detektiert und es kam bei tieferen Atemzügen zum Abbruch. Die Untersuchungszeit wurde nur grob dokumentiert, da eine deutliche Spannbreite zu vermerken war, je nachdem, wie eingespielt das Untersuchungsteam war und wie routiniert die Hilfsperson war. Bei einem gleichbleibenden Personenkreis wären weiterführende Dokumentationen zur Erstellung eines Zeitrahmens für die Untersuchung stressanfälliger Patienten hilfreich, wurden aber im Rahmen dieser Arbeit nicht erfasst.

Es stellte sich im Laufe der Studie eine verbesserte Fixationsmethode für die Greifvögel heraus, mit der die Aufnahmen leichter erfasst werden konnten. Hierbei wurde das Tier nur noch in ein Handtuch gewickelt und so auf den Ablageboxen positioniert. Die Kamera wurde auf den Probanden ausgerichtet, dessen Kopf frei beweglich verblieb und langsam und ruhig zur Feinadjustierung auf die Kamera zu bewegt wurde. Der Laserstrahl wurde dabei wiederum möglichst senkrecht auf das Auge auftreffend positioniert. Der Körper des Tieres wurde nur aus Sicherheitsgründen locker vom Untersucher am Handtuch festgehalten, weshalb keine zusätzliche Hilfsperson mehr nötig war. Die Probanden waren in den meisten Fällen als sehr ruhig zu beurteilen und sie entspannten sich während der Untersuchung häufig vom Herausfangen aus der Box, was als stressigster Moment gewertet wurde. Hinzu kam, dass solange die Kamera nicht weiter bewegt wurde, die Tiere sie nicht als Bedrohung ansahen und kein Zurückweichen vor dem Gerät zeigten.

Die Methode ohne Hilfsperson wurde in dieser Studie als sehr schonend und erfolgreich angesehen und damit als das Mittel der Wahl eingesetzt.

Für jeden Patienten wurde das Verhalten während der Untersuchung dokumentiert. Dabei ergab sich, dass von den 52 Tieren lediglich ein Sperber, ein Habicht und zwei Turmfalken

kurzzeitige Vokalisationen zeigten. Diese traten hauptsächlich zu Beginn der Untersuchung auf und während des Positionswechsels vom rechten zum linken Auge. Bei einem weiteren Turmfalke kam es bereits zu Anfang der Untersuchung zu verstärkten Lautäußerungen. Dieser Vogel wurde vorerst nicht weiter untersucht und in seine stationäre Unterbringung zurückgebracht, wo er sich schnell beruhigte. Am nächsten Tag erfolgte ein erneuter Versuch mit diesem Tier, wobei nur eine anfängliche kurze Vokalisation zu vermerken war und die restliche Untersuchung ruhig verlief. Ein Baumfalke zeigte während der vorangehenden allgemeinen Augenuntersuchung ein nervöses Verhalten, beruhigte sich aber unverzüglich zu Beginn der OCT Untersuchung. Bei einem Turmfalke wurde aufgrund seiner klinischen Erkrankung ein vermehrtes Schließen der Augenlider dokumentiert und ein Habicht zeigte ebenfalls aufgrund seiner klinischen Erkrankung einen Kopftremor, was die OCT Aufnahme geringfügig erschwerte. Bei allen anderen Probanden (84,6 %) wurde die Untersuchungsmethode der OCT am vorderen Augensegment gut toleriert. In vorangegangenen Arbeiten mittels OCT wurden bereits erfolgreich Greifvogelaugen ohne den Einsatz von Sedativa oder einer Allgemeinanästhesie untersucht (RUGGERI et al., 2010) bzw. eine Indikation hierfür nur in individuellen Fällen und Fragestellungen gesehen (VELASCO GALLEGO, 2015). Für die vorliegende Studie wurde keiner der Probanden für die Aufnahmen sediert, da die dokumentierten Verhaltensmuster keine entsprechende Notwendigkeit anzeigten. Die auftretenden Stresssymptome wurden nur als kurzfristig und geringfügig eingestuft. Eine medikamentöse Ruhigstellung hätte die körperlichen Einschränkungen am Untersuchungstag deutlich verlängert und somit wurde eine zügige Aufnahmeerfassung als stressärmer beurteilt, als ein vorheriges Herausfangen mit Eingabe eines Sedativums und späterer Einschränkung durch die Medikamentenwirkung.

Bei der Methode mit nicht fixiertem Patientenkopf kam es teilweise zu Bewegungen des Kopfes, wodurch die Aufnahmen abgebrochen wurden und erneut das Probandenauge mit der Kamera fokussiert werden musste. Außerdem konnten Eigenbewegungen des Auges festgestellt werden, ohne begleitende Positionsänderung des Kopfes, was ebenfalls zum Neustart der Aufnahme führte.

Die Tiere konnten während der kompletten Untersuchungszeit jederzeit frei blinzeln. Hierdurch wurde das Wohlbefinden der Tiere weniger beeinträchtigt und der Tränenfilm sollte weitestgehend unbeeinflusst bleiben, was zu einer möglichst unverfälschten Homöostase der gesamten Kornea beitrug. Allerdings kam es teilweise zu kurzen Zeitverzögerungen durch einen Aufnahmestopp während des Blinkens bzw. verursachte das Augenlid in einigen Fällen Artefakte, die die Aufnahme unbrauchbar machten.

Zur weiteren Toleranzsteigerung trug bei, dass für die OCT Aufnahme kein Anbindungsmedium an das Auge benötigt wurde (VAN VELTHOVEN et al., 2007). Diese sind bei bisherigen Vermessungsmethoden, wie der Sonographie, nötig gewesen und konnten zu Verklebungen des Gefieders führen (STROBEL, 2010). Das in dieser Studie verwendete OCT - Gerät arbeitete mit einem für das Auge ungefährlichen Laser der Klasse 1 (HEIDELBERG ENGINEERING, 2014), der wie oben beschrieben aus wenigen Zentimetern Entfernung auf das Vogelauge fokussiert wurde.

Bei der Untersuchung wurde das zuerst untersuchte Auge alterniert. So wurde bei einem Probanden das rechte Auge zuerst examiniert, beim nächsten Probanden erfolgte die Untersuchung vorerst am linken Auge. Dieses sollte verhindern, dass es zu Verfälschungen der Messergebnisse aufgrund von eventuell stressbedingten Druckvariationen im Auge kam.

Zusammenfassend waren die in dieser Studie angewendeten Untersuchungsmethoden als klinisch gut praktikabel anzusehen. Für die hier untersuchten Greifvögel war nach einer gewissen Einarbeitungszeit des Untersuchers keine Hilfsperson mehr nötig und die Wildtiere konnten zügig, stressarm und effizient, ohne weitere medikamentöse Einwirkung, examiniert werden.

5.2.1. Die zentrale Gesamtdicke der Hornhaut

Die Eindringtiefe ins Gewebe erreichte bei dem verwendeten Modell 1,9 mm bei einer Wellenlänge von 870 nm. Andere AS-OCT Systeme arbeiten bei etwa 1300 nm. Kürzere Wellenlängen bieten auf der einen Seite eine höhere Auflösung, führen aber gleichzeitig zu einer geringeren Gewebepenetration (VAN VELTHOVEN et al., 2007). Bei dem in dieser Studie verwendeten Gerät war es aufgrund der kürzeren Wellenlänge möglich, die Hornhaut samt ihrer einzelnen Schichten, klar abgrenzbar darzustellen (ENGINEERING, 2011). Durch die geringere Eindringtiefe war es jedoch nicht möglich, die komplette vordere Augenkammer in einem Bild darzustellen. Durch sonographische Messungen am Vogelauge ist bekannt, dass die Vorderkammertiefe bei Waldkäuzen 5,2 mm, bei Mäusebussarden 3,85 mm und selbst bei den vergleichsweise kleinen Turmfalken noch bei 2,35 mm liegt (STROBEL, 2010). Bei der gegebenen Eindringtiefe des in dieser Arbeit verwendeten OCT - Gerätes konnte die Vorderkammertiefe daher nicht bestimmt werden.

Bei der Betrachtung der verschiedenen Aufnahmen der Hornhaut fiel auf, dass sich unterschiedliche Bildqualitäten einstellten. Dies ist mit den differierenden Zeitfenstern der

Aufnahme zu erklären. Während der Erfassung des Bildes erfolgte eine Pufferung der Aufnahme. Je länger der Proband bewegungslos blieb, desto weiter konnte die Pufferung fortschreiten und damit die Qualität der Aufnahme entsprechend gesteigert werden. Es reichte oftmals bereits die Atembewegung des Patienten, um die Pufferung zum Neustart zu zwingen. Aus diesem Grund erfolgten fortlaufend während der Pufferung die Aufnahmen, was teilweise zu Darstellungen niedrigerer Qualität führte. Es zeigten sich erwartungsgemäß Einbußen in Bildschärfe und Detailreichtum (HEIDELBERG ENGINEERING, 2014), welche aber als tolerabel eingeschätzt wurden. Zur Vermeidung dieser Einbußen wäre eine Allgemeinanästhesie der Probanden zur Minderung aller Bewegungsartefakte nötig gewesen, was in keinem Verhältnis zur gegebenen Qualitätsvariation der Aufnahmen stand.

Bei der Auswertung der Gesamtdicke der Hornhaut, sowie für die einzelnen Schichtdicken, gingen alle erfassten Probanden jeder Altersgruppe mit ein. Bei der Vermessung der Strukturen in Verbindung mit der statistischen Auswertung konnte gezeigt werden, dass die Jungtiere eine verhältnismäßig dickere Kornea aufwiesen. Hieraus kann eine größere Varianz der ermittelten Ergebnisse resultiert sein.

Ebenso ist zu beachten, dass bei der Vermessung der Gesamtdicke der Hornhaut in dieser Studie nicht auf Veränderung der Hornhautkrümmung eingegangen wurde. Das SPECTRALIS®+HRA OCT ging automatisch entsprechend dem Gullstrand Augenmodell von einem keratometrischen Wert von 7,7 mm aus. Da eine Vermessung der Hornhautkrümmung beim wachen Vogel nur von kurzer Dauer wäre, da diese willkürlich jederzeit vom Tier veränderbar ist und der Patienten nicht einen vorgegebenen Punkt fokussiert, wurde für diese Studie der Standardwert des Gerätes für alle Probanden übernommen. Durch variierende Hornhautkrümmungen kann es bei optischen Messgeräten zu unterschiedlichen Lichtbeugungen kommen und so können Abweichungen in den Messergebnissen auftreten. In experimentellen Studien, in denen die Gesamtdicke jeweils 6 mm vom Zentrum aus gemessen wurde, kam es bei unterschiedlichen Hornhautkrümmungen zu Abweichungen von bis zu 200 µm (PODOLEANU et al., 2004). In der Mittelperipherie, 2 mm vom Zentrum entfernt, wurde nur ein schwacher aber signifikanter Einfluss der Hornhautkrümmung auf die pachymetrischen Ergebnisse festgestellt und im Zentrum wirkte sie sich am menschlichen Auge nicht aus (THANNHÄUSER et al., 2007). Da es beim Vogel jedoch durch die korneale Akkommodation zu stark abweichenden Werten der Hornhautkrümmung kommen kann, sowohl zwischen den Arten, als auch beim einzelnen Individuum im zeitlichen Verlauf, gibt es auf diesem Gebiet weiteren Forschungsbedarf, ob durch eine Ausschaltung der willkürlichen Muskelkontraktion eine verbesserte Vergleichbarkeit der Messwerte erzielt werden kann. Jedoch sprachen in dieser Studie die

weitgehend einheitlichen Ergebnisse und die hervorragenden Reproduzierbarkeiten für die Gesamtdicken der Hornhaut gegen eine starke Verfälschung der Werte aufgrund von Akkommodationsartefakten.

In der vorliegenden Arbeit wurde auf den Einsatz einer medikamentösen Unterbindung der Akkommodation verzichtet. Dieses hätte beispielsweise über eine Vollnarkose erfolgen können. Hierdurch wären wiederum Druckveränderungen im Auge, und dadurch bedingt auch pachymetrische Schwankungen, denkbar gewesen (PARK, 2013). Um einen freien Zugang zum Auge zu erhalten und damit eine ungehinderte Untersuchung durchführen zu können, wäre eine vollständige Anästhesie mittels Luftsackperfusionsanästhesie erstrebenswert gewesen. Bei dieser Anästhesieform ist bekannt, dass es zu einer Absenkung des intraokularen Drucks um bis zu $11,8 \pm 2,1$ mmHg bei Mäusebussarden kommt (KORBEL, 1994), was wiederum einen unkalkulierbaren Faktor für die pachymetrischen Ergebnisse bedeutet hätte.

Eine andere Form der Anästhesie beim Vogel ist die Inhalationsnarkose. Der hierbei stark eingeschränkte Zugang zum Kopf wurde als großer Störfaktor während der OCT Untersuchung angesehen. Bei der Applikationsform mittels Kopfkammer ist zudem mit einer schwankenden und unzureichend kontrollierbaren Narkosetiefe zu rechnen (KORBEL, 1994), was zu einer partiellen Wiedererlangung der Akkommodationsfähigkeit führen kann und sich somit die Indikation der Narkose erübrigt.

Bei der Injektionsnarkose mit Ketaminhydrochlorid besteht ebenfalls eine schlechte Steuerbarkeit. Es kann zu ausgeprägten Exzitationen und Atemdepressionen kommen (ERHARDT, 2004), was die OCT Untersuchung signifikant beeinträchtigt hätte und ein unnötiges Risiko für den Patienten darstellte.

Bereits in vorhergehenden Studien wurde die Wirkung von Allgemein- und Lokalanästhetika auf die Gesamtdicke der Hornhaut diskutiert (WANG et al., 2014), was zusätzlich Bedenken bezüglich der pachymetrischen Aussagekraft hervorrief.

Um die willkürliche Kontraktion der Augenmuskulatur und damit der Akkommodation zu unterbinden, wäre zum anderen die direkte Eingabe eines Muskelrelaxans in das Auge möglich gewesen. Die Verwendung von beispielsweise 3 %iger d-Tubocurarinlösung bewirkt eine Weitstellung der Pupille und eine Ausschaltung der Akkommodationsfähigkeit von bis zu 24 Stunden (KORBEL, 1994). Die genaue Auswirkung dieses Muskelrelaxans auf den Augeninnendruck und damit mögliche Auswirkungen auf die Gesamtdicke der Hornhaut sind allerdings nicht genau bekannt, was einen unvorhersehbaren Faktor auf die Messergebnisse gestellt hätte. Außerdem sind die Vögel während der Zeit der induzierten Mydriasis in ihrer Sehfähigkeit eingeschränkt, was ein Unfallpotential darstellt.

Alle Greifvögel aus der vorliegenden Studie waren Wildvögel, deren Aufenthalt in der Klinik möglichst stressarm und so kurz wie nötig gehalten werden musste. Eine Verlängerung des

Aufenthalts oder eine zusätzliche Stressquelle, welche nicht als unbedingt notwendig für den Genesungserfolg des Tieres galten, wurden aus tierschutzrechtlichen Gründen abgelehnt.

5.2.2. Die mittelperiphere Gesamtdicke der Hornhaut

Die Vermessung der Gesamtdicke der Hornhaut in der Mittelperipherie sollte jeweils 2000 µm nasal bzw. temporal vom Zentrum erfolgen. Es stellte sich heraus, dass bei der Vermessung die mittelperiphere Lokalisation mit der mitgelieferten Software nicht exakt auf 2000 µm eingestellt werden konnte, weshalb die Einstellung bei 2023 µm oder 2024 µm erfolgte.

In einigen Fällen waren die Hornhautgrenzen in der Mittelperipherie nur noch schwer identifizierbar, da sich die Aufnahme in dieser Lokalisation teilweise in sehr geringer Auflösung darstellte. Es ergab sich, dass durch Einstellung des Hell-/Dunkelkontrastes eine verbesserte Differenzierung der Strukturen erreicht werden konnte, wie in Abbildung 10 und Abbildung 11 erkennbar ist.

Bei den Ergebnissen wurde deutlich, dass es teilweise zu signifikanten Varianzen der Gesamtdicke von nasal zu temporal kam, wenn das Probandenauge in differierenden Winkeln getroffen wurde. Zwar wurden die Fixationsmethoden angepasst und durch den schwenkbaren Kamerakopf konnten Positionsunterschiede des Vogelkopfes bestmöglich ausgeglichen werden, jedoch war es aufgrund dieser subjektiv manuell eingestellten Position nicht möglich, eine absolute Positionsvergleichbarkeit zu erreichen. Hierbei erschienen auch tierartige Unterschiede eine Rolle zu spielen, da die Varianzen bei den Sperbern und Habichten beispielsweise stärker ausgeprägt waren als bei den Turmfalken.

Während der Untersuchung fiel auf, dass sich die Augenposition aufgrund von Eigenbewegungen und leichten Kopfbewegungen spontan ändern konnte. Häufig erschien die Pupille leicht asymmetrisch oder oval und die Kornea wirkte nicht symmetrisch im Zentrum erfasst, sondern leicht in der Peripherie abgebildet. In OCT - Studien am Menschen wurde durch bewusste seitliche Augenbewegung der Probanden diese Situation provoziert, um Bereiche nahe des Limbus zu erreichen (SIMPSON und FONN, 2008). Wenn der Laserstrahl des OCT nicht genau zentral auf das Auge auftrifft, kann dies zu abweichenden Hornhautdicken führen, da das Licht einen längeren Weg durch das Gewebe zurücklegen muss bzw. da die Aufnahme am dickeren Limbusbereich erfolgt. In der limbalen Region

verbreitert sich die Hornhaut aufgrund des vermehrten Vorkommens von Stammzellen, Nerven und Gefäßen (FENG und SIMPSON, 2005; BIZHEVA et al., 2011). Da bei den Tieren aus der vorliegenden Studie die Augenausrichtung nicht gesteuert werden konnte, bestand die Möglichkeit, dass die Aufnahmen durch Spontanbewegungen in differierender Winkelausrichtung vom Laser zum Auge erfolgten, woraus Variationen der mittelperipheren Gesamtdicke resultieren konnten.

Jedoch ist zu bedenken, dass für die Hornhaut beim Menschen bekannt ist, dass sie in verschiedenen Regionen einen unterschiedlich großen Durchmesser hat (HAQUE et al., 2008). Dies ist für die Vogelkornea ebenfalls denkbar, weshalb die gemessenen Varianzen in dieser Studie nicht einzig auf Messabweichungen aufgrund von Winkelverschiebungen zurückgeführt werden sollten. Für eine Erstellung aussagekräftiger und reproduzierbarer Werte der Mittelperipherie bedarf es standardisierten Aufnahmebedingungen beim Vogel. Der Laserstrahl müsste stets im gleichen Winkel auf das Auge auftreffen und der entsprechenden anatomischen Augenausrichtung angepasst werden. In der Tiermedizin ist die Indikation einer Sedation bzw. einer Vollnarkose zur Verbesserung einer exakten Aufnahme mittels OCT abzuwägen und wurde in anderen Studien eingesetzt (ALARIO und PIRIE, 2014a; PINTO und GILGER, 2014). Bei der subjektiv - manuellen Fixationsmethode beim nicht anästhesierten Greifvogel war die Vergleichbarkeit der mittelperipheren Werte eingeschränkt.

5.2.3. Reproduzierbarkeit der vermessenen Hornhautstrukturen

Beim Vergleich der Messergebnisse innerhalb einer Art fiel auf, dass die Werte für die Gesamtdicken sowohl zentral als auch mittelperipher eine durchgehend hervorragende Reproduzierbarkeit aufwiesen. Die Abgrenzungen der Gesamtdicke der Kornea waren deutlich und kontrastreich erkennbar und ließen wenig Spielraum für abweichende Ergebnisse, was sich mit Studien aus der Humanmedizin deckte (SIN und SIMPSON, 2006).

Bei der Vermessung der einzelnen Schichten kam es dagegen zu kleineren Abweichungen. Beim Tränenfilm kam es zu Variationen der Schichtdicke innerhalb einer Aufnahme. Dies wurde auf eventuell unterschiedliche Lidschlussfrequenzen zurückgeführt. Am menschlichen Auge war bei Aufnahmen unmittelbar nach dem Lidschluss, eine exzellente Reproduzierbarkeit der Tränenfilmdicke zu erreichen (WERKMEISTER et al., 2013), diese

Tränenfilmdicke zeigte jedoch signifikante Änderungen je nach zeitlichem Abstand zum letzten Lidschluss (CUI et al., 2012).

Das Epithel stellte sich deutlich heller dar als die angrenzenden Schichten, was möglicherweise zu einer verminderten Dickeninterpretation des Epithels führen konnte. Dass es bei dieser Schicht zu Variationen der Darstellbarkeit und reproduzierbaren Auswertbarkeit kommen kann, wurde bereits am menschlichen Auge festgestellt (SIN und SIMPSON, 2006). Die Variationskoeffizienten reichten dabei von 2,3 % - 11,1 %, was den Werten der hier vorliegenden Studie ähnelte (PRAKASH et al., 2012).

Ebenso stellte sich die Bowmansche Membran je nach Greifvogelart variierend in unterschiedlich stark ausgeprägten Grautönen dar. In einigen Fällen zeigte sich eine wechselnd starke Reflektion, so dass sich teilweise eine scharf abgrenzbare Linie ergab, sich teilweise aber die Begrenzungen der Schicht mit den angrenzenden Strukturen zu vermischen erschienen. Eine Rückverfolgung des Schichtverlaufs in die Peripherie erleichterte meist die Identifikation der Begrenzungen in der zentralen Lokalisation. Am menschlichen Auge ließen sich die Begrenzungen der Bowmanschen Membran dagegen eindeutig mittels OCT festlegen (TAO et al., 2011).

Das Stroma war meist eindeutig zu verifizieren, weshalb auch eine hervorragende Reproduzierbarkeit hierfür ermittelt wurde.

Bei der Descemetischen Membran und dem Endothel war wiederum eine Rückverfolgung des Schichtverlaufs in angrenzende Lokalisationen hilfreich, um die exakten Begrenzungen festlegen zu können.

Es ist ebenfalls zu bedenken, dass die mittels OCT erfassten Werte für die unterschiedlichen Schichtdicken nicht zwingend die wahre Dicke der Schicht widerspiegeln müssen. Es ist möglich, dass aufgrund differierender Zelldichten der einzelnen Schichten unterschiedlich stark ausgeprägte Reflektivitäten resultieren. Der Laser des OCT könnte an dichteren Strukturen stärker zurückgeworfen und gestreut worden sein. Aus der Konfokalmikroskopie weiß man, dass die Zellmorphologie der Hornhaut bei Vögeln sich von der Morphologie beim Säuger unterscheidet. Diese Unterschiede führten hier zu abweichenden Reflektivitäten (KAFARNIK, 2007). Differenzen in der Zelldichte könnten auch Erklärung über die unterschiedliche Qualität der Schichtdarstellung im OCT geben. Die genauen Zelldichten der Hornhaut bei den unterschiedlichen Greifvogelarten sind nicht bekannt. Für die exakte Beurteilung dieses Sachverhalts bestünde der Bedarf genauerer Untersuchung der Zellbeschaffenheiten der einzelnen Korneaschichten bei den untersuchten Arten.

5.2.4. Benutzerabhängige Reproduzierbarkeit der Datenauswertung

Zur Ermittlung der benutzerabhängigen Reproduzierbarkeit der Datenauswertung wurden die Erstaufnahmen von 5 Mäusebussarden und 5 Turmfalken per Zufall gewählt. Es wurde sich für zwei repräsentative Greifvogelarten entschieden, um mögliche morphologische Varianzen der Arten oder unterschiedliche Auswertbarkeiten der Daten mit untersuchen zu können.

Beide Untersucher waren mit den anatomischen und histologischen Gegebenheiten an der Vogelhornhaut vertraut und verfügten über Kenntnisse in der Handhabung des OCT, jedoch stellten sich bei den Resultaten große Differenzen der Auswertungsergebnisse dar.

Beim Auswerten fiel auf, dass die Gesamtdicken der Hornhaut wiederum klar definierbar waren und anhand der niedrigen Korrelationskoeffizienten der Messverteilungen ergaben sich hervorragende Reproduzierbarkeiten für diese Lokalisationen. Diese Ergebnisse deckten sich mit anderen Studien aus der Tiermedizin an Hunden und Katzen, bei denen noch zusätzlich die Aufnahme selbst durch einen zweiten Untersucher erfolgte (ALARIO und PIRIE, 2013, 2014b). Eine mindere Qualität der Aufnahme und eine daraus resultierende schlechtere Auflösung führte teilweise zu kleineren Differenzen in den Ergebnissen. Auch Belichtungsunterschiede konnten zu leichten Variationen der Bewertung von Dicken führen, wurden aber meist ausreichend durch nachträglich eingefügte Kontrasteinstellungen kompensiert.

Bei der Vermessung der einzelnen Schichten wurden hochgradige Abweichungen der Messergebnisse der beiden Untersucher deutlich.

Die kleinsten Differenzen waren hierbei beim Stroma zu finden. Diese Schicht stellte bei allen Probanden die dickste Einzelschicht der Kornea dar. Sie war zumeist sehr einheitlich erkennbar und die Differenzierung zu den angrenzenden Schichten war überwiegend kontrastreich, was die Vermessung erleichterte.

Die Oberflächenstruktur des Tränenfilms war in einigen Fällen als leicht ungleichmäßig in seiner Höhe zu beschreiben. Hierbei konnte es zu Differenzen der Messungen kommen, je nachdem an welcher Stelle ausgewertet wurde. Diese ungleiche Struktur wurde, wie bereits diskutiert, auf einen eventuell verminderten Lidschluss und andere stress- und fixationsbedingte Faktoren zurückgeführt. Die Probanden hatten während der gesamten Untersuchung jederzeit die Möglichkeit, ungehindert zu blinzeln, jedoch konnte das Normalverhalten eines Wildvogels in solch einer Ausnahmesituation deutlich verändert sein.

Das Epithel zeigte ebenfalls Abweichungen beim Vergleich der Messwerte. Diese Schicht war als helle Linie zwischen dem schwarzen Tränenfilm und der dunkelgrauen Bowmanschen Membran zu erkennen. Bei starken Reflektionen könnte es zu Überlagerungen dieser farblich dominierenden Grenzstrukturen gekommen sein, wodurch eine reduzierte Einschätzung der Epitheldicke denkbar wäre. Auch in anderen Studien wurden bereits Unterschiede bei der benutzerabhängigen Reproduzierbarkeit des Epithels beobachtet (SIN und SIMPSON, 2006; ALARIO und PIRIE, 2014b).

Bei der Bowmanschen Membran ließ das Anlegen der Vermessungslinien ebenfalls Raum zur Interpretation, da sich die Farbgebung zum Stroma hin tierartlich unterschiedlich in verschiedenen Grautönen darstellte. Bei Aufnahmen schlechterer Qualität konnte in der zentralen Lokalisation die Grenze in einigen Fällen nicht klar gezogen werden. Hierbei half das optische Nachverfolgen der Schicht in die Peripherie, um dem Schichtverlauf folgend, die Abgrenzung zum Stroma hin ziehen zu können.

Ähnliches war für die Descemetsche Membran mit dem Endothel zu bemerken. Die beiden Schichten waren optisch nicht voneinander trennbar und stellten sich gemeinsam als dunkelgraue bis schwarze Linie dar. Diese Linie war i.d.R. sehr fein und zeigte unterschiedlich starke Reflektionen auf. Bei einigen Tierarten stellte sich das Stroma in der zentralen Lokalisation in einigen Bereichen dunkler und streifig dar, so dass es leicht als ein Teil der darunter folgenden Schichten identifiziert werden konnte. Hierbei half es wiederum den Schichtverlauf in die Peripherie zu verfolgen, wo sich die Reflektionsunterschiede des Stromas meist auflösten.

Zusammenfassend ist zu sagen, dass die Auswertung der Gesamtdicke durch unterschiedliche Untersucher in zentraler, sowie in peripherer Lokalisation eindeutig und mit hervorragender Reproduzierbarkeit mittels OCT erfolgen konnte. Die Vermessung der einzelnen Schichten ließ Variationsspielraum bei der Auswertung zu. Es wurde bereits erwiesen, dass selbst erfahrene Ophthalmologen, ohne eine adäquate technische Ausbildung, zu signifikanten Abweichungen bei der Interpretation von OCT Aufnahmen kommen können (CHAN et al., 2006). Daher wird für die Erlangung aussagekräftiger Ergebnisse eine gründliche Einarbeitung in die Interpretation der Schichtvermessungen und eine regelmäßige Praktizierung der Untersuchungsmethode empfohlen.

5.2.5. Darstellung des Kammerwinkels

Die Darstellung des Kammerwinkels erfolgte deskriptiv anhand eines eigens aufgestellten Score-Systems. Eine direkte Ausmessung des Winkels war am Vogelauge nicht möglich, da keine reproduzierbare Methode bestand, den in das Softwareprogramm installierten Winkelmesser anzulegen.

Die Darstellbarkeit des vorderen Kammerwinkels variierte unter den verschiedenen Vogelarten.

Bei Turmfalken gelang es in fast der Hälfte der Aufnahmen, beide Winkel in einer Aufnahme mit allen gewünschten Strukturen darzustellen. Diese Vogelart verfügt über vergleichsweise kleine Augen, was die beidseitige Darstellung vermutlich erleichterte. Bei den größeren Vögeln, wie den Mäusebussarden und Habichten war die Kammerwinkeldarstellung ebenfalls vergleichsweise erfolgreich, jedoch war bei diesen Vogelarten zu vermerken, dass meist nur einer der beiden Kammerwinkel in einer Aufnahme vollständig abgebildet werden konnte. Da das Gerät für den humanmedizinischen Gebrauch entwickelt wurde, sind die Einstellungen zum Vermessen der Strukturen auf menschliche Verhältnisse angepasst. Der Augapfel ist beim Vogel verhältnismäßig größer ausgebildet als beim Säuger. Jedoch stellte sich bei den Mäusebussarden eine Erfassung beider Winkel in einer Aufnahme als nicht möglich dar, obwohl diese Greifvogelart mit einem Augapfeldurchmesser von 24,42 mm dem des Menschen mit ebenfalls etwa 24 mm gleich kommt (SCHAAL, 2006; STROBEL, 2010). Die kleineren Bulbi der Turmfalken, mit einem Bulbusdurchmesser von 16,2 mm (STROBEL, 2010) ließen sich signifikant häufiger mit vollständiger Score – Anzahl darstellen. Es mussten sich also weitere Faktoren der anatomischen Strukturen beim Vogelauge auf die Darstellbarkeit mittels OCT ausgewirkt haben. Hierbei wären ebenfalls die Bulbusform und die Winkelausrichtung der Augen als Einflussfaktoren denkbar. Bei den tagaktiven Greifvögeln war von einer globulären Bulbusform, bei den nachtaktiven von einer tubulären Bulbusform auszugehen (DUKE-ELDER, 1958; REESE, 2001). Als ein wichtiger Faktor bei der Darstellung des Kammerwinkels mittels OCT am Vogelauge wurde auch der Skleralring angesehen. Der Laserstrahl des OCT kann nicht durch die knöcherne Struktur hindurchstrahlen und es kam posterior vom Skleralring zu einer vollständigen Signalauslöschung. Dieses Artefakt variierte je nach Vogelart und der entsprechenden Form des knöchernen Augenrings. In dieser Studie fiel besonders bei den Eulenartigen auf, dass bei ihnen, unabhängig von der Bulbusgröße, keine Darstellung des Kammerwinkels möglich war. Aufgrund der tubulären Bulbusform mit dem entsprechenden Skleralring, wurde davon ausgegangen, dass es zum einen zu einer Signalauslöschung am knöchernen Augenring kam, zum anderen dürfte die langgestreckte Form des Bulbus zu Schwierigkeiten bei der Eindringtiefe geführt haben.

5.3. Korrelation der zentralen Hornhautdicke mit dem Körpergewicht

Bei tagaktiven Greifvögeln liegt ein Geschlechtsdimorphismus hinsichtlich des Körpergewichtes vor. So sind die weiblichen Tiere deutlich größer und schwerer als die Männlichen (MEBS, 2014). Jedoch war in dieser Studie das Geschlecht nicht immer eindeutig feststellbar und wurde nur in eindeutigen Fällen dokumentiert. Bei nachtaktiven Greifen liegt kein solcher geschlechtsspezifischer Unterschied des Körpergewichtes vor und das Geschlecht der Probanden war in keinem der Fälle bekannt. Es wurde in der vorliegenden Arbeit als reproduzierbarer angesehen, eine Korrelation der Gesamtdicke der Hornhaut mit dem Körpergewicht zu berechnen, da dieser Faktor sicher festgelegt werden konnte, im Gegensatz zum Geschlecht.

Beim Vergleich der zentralen Gesamtdicke der Hornhaut mit dem Körpergewicht der Probanden ließ sich aus den Ergebnissen schließen, dass deutliche Korrelationstendenzen ersichtlich wurden (Korrelationskoeffizient nach Pearson von 0,84), jedoch das Verhältnis stark von der jeweiligen Greifvogelart abhing. Dabei zeigte sich bei allen Arten der deutliche Trend, dass bei einem höheren Körpergewicht auch die Hornhautdicke zunahm. Dies ist vergleichbar mit den Verhältnissen beim Menschen, da hier ebenfalls ein höheres Körpergewicht mit einer verhältnismäßig dickeren Hornhaut einhergeht (RÜFER et al., 2005; GALGAUSKAS et al., 2009). Auch bei Hunden wurde ein vergleichsweise größerer Hornhautdurchmesser im Verhältnis zu einem höheren Körpergewicht festgestellt (GILGER et al., 1991). Bei Pinguinen konnte kein Zusammenhang dieser Parameter erkannt werden, wobei bedacht werden musste, dass in entsprechender Studie die Probanden ein relativ uniformes Körpergewicht zeigten, was Aussagen erschwerte (GONZALEZ-ALONSO-ALEGRE et al., 2015).

Hinzu kam, dass in dieser Studie ausschließlich Wildvögel verwendet wurden, die als Patienten in die Klinik eingeliefert wurden. Bei diesen Probanden schwankte teilweise der individuelle Ernährungszustand. Dieser wurde in der allgemeinen Untersuchung subjektiv mit erfasst, jedoch bei der Auswertung aufgrund der niedrigen Probandenzahl nicht in die Korrelation einbezogen. Es sollte lediglich eine Tendenz ermittelt werden, ob grundlegend eine solche Korrelation erstellt werden kann.

Für die Sperber konnte, im Vergleich zu den restlichen untersuchten Arten, durch eine zusätzliche Regressionsanalyse eine signifikant dickere Kornea in Relation zum Körpergewicht festgestellt werden. Die untersuchten Sperber wiesen ein durchschnittliches Körpergewicht von 204,25 g auf und wurden palpatorisch durchweg als gut bis maximal geringgradig reduziert eingestuft, womit das Vorliegen kachektischer Tiere ausgeschlossen werden konnte. Im Verhältnis zu den restlichen Probanden zeigten die Sperber signifikant höhere Werte für die Gesamtdicke der Kornea.

Bei den Wanderfalken wiesen die statistischen Korrelationen darauf hin, dass bei dieser Greifvogelart möglicherweise eine geringere Hornhautdicke im Verhältnis zum Körpergewicht vorlag. Die Tiere wiesen in der klinischen Untersuchung ein Gewicht von 479g bzw. 510g auf. Dieses Gewicht war verhältnismäßig niedrig für Wanderfalken, da selbst männliche Tiere ein Normalgewicht von 580 – 720 g aufweisen (MEBS, 2014). Damit konnte bereits ausgeschlossen werden, dass es sich bei den beiden Probanden um besonders große oder adipöse Tiere handelte. Da in dieser Studie jedoch lediglich zwei Wanderfalken untersucht wurden, konnte aufgrund dieser geringen Probandenzahl keine gesicherte statistische Aussage getroffen werden, jedoch war ein deutlicher Trend erkennbar.

Um Rückschlüsse von der Körpergröße auf die Hornhautdicke bei Greifvögeln ziehen zu können, würde es einer genaueren Betrachtung der jeweiligen Art und einer größeren Probandenzahl bedürfen. Auf diese Weise ließen sich statistisch aussagekräftigere Daten ermitteln.

5.4. Korrelation der zentralen Hornhautdicke mit dem IOD

Beim Vergleich der zentralen Hornhautdicke mit dem intraokularen Druck wurde eine starke Korrelation dieser Parameter festgestellt (Korrelationskoeffizient nach Pearson von 0,83 am OD und 0,84 am OS). Eine dickere Hornhaut schien also in vorliegender Studie mit einem höheren IOD einherzugehen. Dieser Zusammenhang wurde in der Humanmedizin bereits festgestellt, wobei hier ein Anstieg des IOD um 0,27 mmHg für jeden Dickenzuwachs von 10 µm der Hornhaut festzustellen war (SHAH, 1999). Bei Hunden wurde ermittelt, dass für einen Dickenzuwachs vom 100 µm der Hornhaut, der IOD um 1 – 2 mmHg anstieg (PARK et al., 2011). Auch für Vögel konnten bereits erste Zusammenhänge der Hornhautdicke mit dem intraokularen Druck erkannt werden. Jedoch ergaben sich unterschiedliche Ergebnisse, je nach der Art des verwendeten Tonometers. Für das Tonovet® ergab sich eine starke Korrelation der Parameter, während sich beim Tonopen® eine negative Korrelation darstellte (BAYON, 2006).

In der hier vorliegenden Studie wurde der IOD aller Probanden mit dem Tonovet® gemessen und ebenfalls eine starke Korrelation nachgewiesen. In dieser Arbeit wurden zusätzlich Tendenzen zu den artverschiedenen Variationen der Korrelation dargestellt. Allerdings konnte aufgrund der geringen Probandenzahlen keine gesicherte statistische Aussage über die genauen artverschiedenen Verteilungen getroffen werden.

Der Parameter der Körpergröße erschien in dieser Korrelation ebenfalls einen Einflussfaktor einzunehmen und müsste in die Berechnungen mit einbezogen werden. Bei den Sperbern ergaben sich bereits Unterschiede in der Korrelation des Körpergewichts mit der Hornhautdicke. Sie zeigten eine signifikant dickere Hornhaut im Vergleich zum Körpergewicht und in diesem Zusammenhang wäre auch ein entsprechend höherer intraokularer Druck zu erwarten gewesen. Jedoch zeigten die Sperber eine starke Korrelation von IOD zur Hornhautdicke. Dies wirft die Frage auf, ob diese Wechselbeziehung tatsächlich korreliert oder ob eventuell der wahre intraokulare Druck bei den Sperbern niedriger ist im Vergleich zu anderen Arten. Hierfür müsste der IOD von Sperbern mittels der invasiven direkten Manometrie erfasst werden, also dem Einbringen eines Messfühlers in das zu untersuchende Auge, um somit den Parameter der Hornhautdicke zu umgehen (MAGGS et al., 2008). Die so ermittelten Werte müssten dann mit dem Körpergewicht verglichen werden, was nicht als Teil dieser Studie angesehen wurde.

5.5. Korrelation der Hornhautdicke mit dem Alter

Bei der Erfassung der Korrelation der Hornhautdicke mit dem Alter wurde entschieden, sich lediglich auf die Auswertung der Turmfalken zu beschränken, um eine vergleichbarere Probandengruppe zu erhalten. Von den restlichen erfassten Greifvogelarten wurden lediglich ein subadulter Wespenbussard und ein juveniler Waldkauz untersucht, alle anderen Probanden waren adult. Dies bot keinerlei Reproduzierbarkeit der Ergebnisse.

Es ergab sich in der vorliegenden Studie eine negative Korrelation von der Hornhautdicke verglichen mit dem Alter. Dieses deckte sich teilweise mit Ergebnissen aus der Human- und der Kleintiermedizin. Für Säuglinge ist bekannt, dass bei ihnen die Hornhautdicke kurz nach der Geburt vorerst absinkt, dann aber schnell wieder ansteigt. Dabei hängt die Gesamtdicke der Hornhaut bereits signifikant vom Körpergewicht ab und korreliert mit dieser positiv (EHLERS, 1976; PORTELLINHA, 1991). In der Tiermedizin ist diese Entwicklung ebenso bekannt. Bei Hunden wird in den ersten sechs Lebenswochen die Kornea vorerst dünner, um dann an Dicke zu gewinnen. Dieses wird mit Reifung der Endothelzellen in Verbindung gebracht, die für die Homöostase und damit der Gesamtdicke der Hornhaut aufgrund von unterschiedlichen Wassereinlagerungen in die Kornea verantwortlich sind. Erst nach der Geburt reifen die Endothelzellen vollständig aus. Während dieser Zeit kann es zu Änderungen im Wasserhaushalt kommen (MONTIANI-FERREIRA et al., 2003). Auch spielt

die Anzahl der Endothelzellen eine Rolle bei der Hornhautdicke. Diese beiden Parameter korrelieren positiv miteinander und nehmen beim Menschen im Laufe des Lebens langsam aber beständig ab (GALGAUSKAS et al., 2013).

Bei den Turmfalken dieser Studie konnte eine anfängliche Abnahme der Hornhautdicke auch auf eventuelle Schwankungen in der Homöostase zurückgeführt werden. Bei den subadulten Tieren wäre folglich eine Zunahme der Gesamtdicke zu erwarten gewesen. Beim Betrachten der Körpergrößen der Probanden war jedoch auffällig, dass die juvenilen und subadulten Tiere vergleichsweise hohe Körpergewichte aufwiesen. So lag das Durchschnittsgewicht bei den juvenilen Tieren bei 193,8 g, bei den subadulten bei 188,4 g und bei den adulten nur bei 187,3 g. Das Körpergewicht korreliert wiederum positiv mit der Hornhautdicke. Bei den Jungtieren war das Geschlecht noch nicht bekannt und weibliche tagaktive Greifvögel sind in der Regel größer als die Männchen. Es ist denkbar, dass bei den juvenilen Probanden mehr Weibchen als Männchen untersucht wurden, was eine insgesamt höhere Körpermasse dieser Altersgruppe ergab, was wiederum zu größeren Hornhautdurchmessern führte.

Für eine genauere Untersuchung der Korrelation von Alter zu Hornhautdicke, müssten größere Probandengruppen mit einheitlicheren Gewichten untersucht werden.

VI. ZUSAMMENFASSUNG

Das Ziel der vorliegenden Studie war, die Darstellbarkeit der Hornhaut und des Kammerwinkels bei Greifvögeln im Rahmen der routinemäßigen klinisch - ophthalmologischen Untersuchung mittels OCT zu evaluieren.

Es wurden 52 Greifvögel aus zehn verschiedenen Arten und drei verschiedenen Familien untersucht. Alle Probanden waren Wildvögel, die im Zeitraum von Juli 2014 bis Oktober 2015 als Patienten in die Klinik für Vögel, Reptilien, Amphibien und Zierfische der Ludwig - Maximilians – Universität München eingeliefert wurden. Bei den Tieren handelte es sich um Patienten mit potentiellen okularen Läsion, welche aber aufgrund der allgemeinen Augenuntersuchung, in Verbindung mit der Examination mittels OCT, ausgeschlossen werden konnten.

Die Darstellung des vorderen Augensegments erfolgte mit dem SPECTRALIS® HRA+OCT (Heidelberg Engineering, Heidelberg, Germany) und wurde mit der Software Heidelberg Eye Explorer® (HEYEX) Version 5.7.5.0 ausgewertet. Das Gerät wurde mit dem SPECTRALIS® „Anterior Segment Module“ zur Aufnahme der Vorderkammer versehen.

Von jeweils zwei hintereinander erfolgten Aufnahmen beider Augen wurde die jeweilige Hornhaut der Probanden in zentraler, sowie in mittelperipherer Lokalisation in ihrer Gesamtdicke erfasst und im Rahmen einer digitalen Auswertung vermessen. Die Untersuchungen erfolgten jeweils am wachen, nicht sedierten Patienten. Von der Erstaufnahme wurden die physiologischen Größenverhältnisse der Kornea für die entsprechende Vogelart erfasst. Die Zweitaufnahme wurde mit der Erstaufnahme verglichen und auf Abweichungen der Messergebnisse untersucht. Hieraus sollte die Reproduzierbarkeit der Methode ermittelt werden. Das gleiche Verfahren wurde für die Vermessung der einzelnen Schichten der Hornhaut angewendet. Im Ergebnis ließen sich für alle Greifvogelarten Basisdaten zu den physiologischen Strukturgrößen der Hornhaut erfassen. Für die jeweiligen Gesamtdicken ergaben sich hervorragende Reproduzierbarkeiten. Bei der Vermessung der einzelnen Schichten ergab sich für den Tränenfilm eine gute bis mäßige, für das Epithel eine gute, für die Bowmansche Membran eine mäßige, für das Stroma eine hervorragende und für die Descemetsche Membran mit dem Endothel wiederum eine mäßige Reproduzierbarkeit der Methode.

Des Weiteren sollte an der Hornhaut die benutzerabhängige Reproduzierbarkeit der Auswertbarkeit der Aufnahmen untersucht werden. Hierfür wurden die zufällig ausgewählten

Erstaufnahmen von zehn Mäusebussarden und zehn Turmfalken durch einen zweiten, unabhängigen Untersucher ausgewertet und mit den Ergebnissen des Erstuntersuchers verglichen. Für die verschiedenen Gesamtdicken ergab sich ebenfalls eine hervorragende Reproduzierbarkeit. Bei den einzelnen Schichten kam es teilweise zu starken Abweichungen der Messergebnisse.

Weitere Ziele dieser Studie waren, verschiedene Zusammenhänge der zentralen Gesamtdicke der Hornhaut mit anderen Faktoren zu untersuchen. So wurde die Hornhautdicke der Probanden in Korrelation mit ihrem Körpergewicht gesetzt. Für die untersuchten Greifvögel ergab sich bei steigendem Körpergewicht auch eine dickere zentrale Hornhaut. Allerdings fielen hierbei verschiedene tierartliche Differenzen auf.

Die Korrelation der zentralen Hornhautdicke mit dem intraokularen Druck zeigte, dass bei den vorliegenden Tieren mit zunehmender Hornhautdicke auch der intraokulare Druck anstieg. Artverschiedene Abweichungen waren auch hier tendenziell zu erkennen.

Beim Vergleich der Hornhautdicke mit dem Alter wurden lediglich die Turmfalken in die Korrelation einbezogen, da bei dieser Art aussagekräftigere Probandenzahlen vorlagen. Es zeigte sich eine negative Korrelation. Die jüngeren Tiere dieser Studie wiesen eine dickere zentrale Hornhaut als die älteren Tiere auf.

Der Kammerwinkel konnte bei den untersuchten Vogelarten nicht direkt ausgemessen werden, weshalb sich einer anderen Auswertungsmethode zur Darstellbarkeit bedient werden musste. Es wurde ein spezielles Score – System entwickelt, nach welchem die Darstellbarkeit der Irisbasis, des Ligamentum pectinatum, des Epithels und des Endothels der Hornhaut für jede Greifvogelart in Prozent errechnet wurde. Bei den kleineren untersuchten Arten war es häufig möglich, die Winkel beider Seiten in einer Aufnahme gleichzeitig darzustellen, während bei den größeren Arten meist nur einer der Winkel in einer Aufnahme sichtbar wurde. Die Kammerwinkel der untersuchten nachtaktiven Greifvögel waren nicht mittels OCT darstellbar. Diese unterschiedlichen Ergebnisse wurden auf die anatomischen Verhältnisse am Vogelauge zurückgeführt.

Zusammenfassend erwies sich die optische Kohärenztomographie am vorderen Augensegment bei Greifvögeln als eine vielversprechende bildgebende Technik, mit der detailgenaue Dokumentationen der anatomischen Strukturen an Kornea und Kammerwinkel erfasst werden konnten. Die OCT stellte sich in der vorliegenden Arbeit als schonende und tierschutzgerechte Untersuchungsmethode dar. Auf der Basis der ermittelten Daten sind weiterführende Untersuchungen am Vogelauge denkbar, die die OCT als wertvolles und schnelles Diagnostikum bei okularen Läsionen in der Ornitho- Ophthalmologie etablieren könnten.

VII. SUMMARY

The purpose of this study was to evaluate optical coherence tomography (OCT) as a suitable imaging technique to demonstrate the anterior eye segment in various raptor species.

52 raptors from two zoological orders with ten various species were examined within the routine ophthalmological examination protocol. All patients were wild birds which were brought to the clinic for birds, reptiles, amphibians and ornamental fish of the Ludwig – Maximilians – University of Munich during July 2014 and October 2015. All the patients had potential ocular lesions, which could be ruled out by a general eye examination in combination with the OCT.

The imaging of the anterior segment was performed with the SPECTRALIS® HRA+OCT (Heidelberg Engineering, Heidelberg, Germany) and for the processing of the data the software Heidelberg Eye Explorer® (HEYEX) Version 5.7.5.0. was used. The SPECTRALIS® “Anterior Segment Module” was attached.

Two images were taken of each eye consecutively. The central corneal thickness and midperipheral thickness (MPT) were measured of all images. All patients were fully awake, with no sedation at any times, however they were gently restrained by a professional assistant. From the first measurement the physiological proportions of the corneal structures were recorded for each examined species. The results of the second measurement were compared to the first. Any deviation in the results was evaluated to assess the reproducibility of the method.

The same procedure was applied to the tear film, the epithelium, the Bowman’s membrane, the stroma, the Descemet’s membrane and the endothelium of the cornea.

For the central and midperipheral corneal thickness basic data about the physiological proportions of the eyes of raptors could then be evaluated. The reproducibility of the method proved to be excellent for these structures. The measurements of the different corneal layers showed variant results. The tear film showed a good to moderate reproducibility, for the epithelium results appeared to be good, for Bowman’s membrane they were moderate, for the stroma excellent and for the Descemet’s membrane and the endothelium moderate again.

Furthermore the present study aimed at reliable values on inter - user reproducibility, i.e. consistency of examination results between different examiners. Therefore ten randomly picked first measured images from five common buzzards and five common kestrels were

examined by an independent second investigator. The results were compared to the findings of the first investigator. For the central and midperipheral corneal thickness the inter - user reliability for the data evaluation showed excellent agreements. For the different layers of the cornea some strong deviations were discovered.

Moreover the correlation between the central corneal thickness and another several factors were analysed. At first a tendency was shown that increasing body weights led to a higher central corneal thickness. Although some differences between the examined species were significant.

A higher central corneal thickness also came along with an increasing intraocular pressure. A tendency of variable results was seen between the raptor species.

For the comparison of the central corneal thickness with the age of the probands, only the common kestrels were included in the data processing to gain meaningful results. A negative correlation was shown. The juvenile patients had thicker corneas than the older ones.

The anterior chamber angle could not be measured directly for the examined raptor species so another method of data processing was used. To enable this process to happen a score system was implemented for the presentability of the basis of the iris, the ligamentum pectinatum, the epithelium and endothelium of the cornea and each of these structures were calculated in percentage for the examined raptor species. For the smaller birds it was likely to present both anterior chamber angles with full score counts in one image. For the bigger raptors only one anterior chamber angle could be shown in one image. The anterior chamber angle of the examined nocturnal birds could not be presented at all. These differences were explained by the variant anatomical proportions of the birds eye.

In summary the optical coherence tomography in raptor eyes were found to be a promising imaging technique to enable detailed documentation of the anatomical proportions to be gained for the cornea and the anterior chamber angle of raptors. The OCT was shown to be a gentle and non-invasive examination procedure for the patients.

Based on the evaluated data of this study, follow - up examinations could establish the OCT as a valuable method for rapid diagnoses of ocular lesions in the ornitho - ophthalmology.

VIII. LITERATURVERZEICHNIS

- ADHI, M., DUKER, J. S. (2013): Optical coherence tomography – current and future applications. *Current opinion in ophthalmology* 24, 3, 213-221.
- AL-MUJAINI, A., WALI, U. K., AZEEM, S. (2013): Optical Coherence Tomography: Clinical Applications in Medical Practice. *Oman Medical Journal* 28, 2, 86-91.
- ALARIO, PIRIE (2013): Intra and inter-user reliability of central corneal thickness measurements obtained in healthy feline eyes using a portable spectral-domain optical coherence tomography device. *Veterinary Ophthalmology* 16, 6, 446-450.
- ALARIO, PIRIE (2014a): Central corneal thickness measurements in normal dogs: a comparison between ultrasound pachymetry and optical coherence tomography. *Veterinary Ophthalmology* 17, 3, 207-211.
- ALARIO, PIRIE (2014b): Reliability of manual measurements of corneal thickness obtained from healthy canine eyes using spectral-domain optical coherence tomography (SD-OCT). *Canadian Journal of Veterinary Research* 78, 3, 221–225.
- ALMAZAN, A., TSAI, S., MILLER, P. E., LEE, S. S., VILUPURU, A. S., BURKE, J. A., ROBINSON, M. R. (2013): Iridocorneal angle measurements in mammalian species: normative data by optical coherence tomography. *Veterinary Ophthalmology* 16, 2, 163-166.
- BAYON, A., VECINO, E., ALBERT, A., ALMELA, R., COZZI, A., TALAVERA, J., FERNANDEZ DEL PALACIO, M. J. (2006): Evaluation of intraocular pressure obtained by two tonometers, and their correlations with corneal thickness obtained by pachymetry in raptors (Abstract). *Veterinary Ophthalmology* 9, 6, 426-434.
- BERGER, C. (2012): True colors. *National Wildlife (World Edition)* 50, 5.
- BEZERRA, H. G., COSTA, M. A., GUAGLIUMI, G., ROLLINS, A. M., SIMON, D. I. (2009): Intracoronary Optical Coherence Tomography: A Comprehensive Review Clinical and Research Applications. *JACC: Cardiovascular Interventions* 2, 11, 1035-1046.

-
- BINDER, P. S., LINDSTROM, R. L., STULTING, R. D., DONNENFELD, E., WU, H., MCDONNELL, P., RABINOWITZ, Y. (2005): Keratoconus and corneal ectasia after LASIK. *Journal of Cataract & Refractive Surgery* 31, 11, 2035-2038.
- BIZHEVA, K., HUTCHINGS, N., SORBARA, L., MOAYED, A. A., SIMPSON, T. (2011): In vivo volumetric imaging of the human corneo-scleral limbus with spectral domain OCT. *Biomedical Optics Express* 2, 7, 1794-1702.
- BOPPART (2003): Optical coherence tomography: Technology and applications for neuroimaging. *Psychophysiology* 40, 4, 529-541.
- BOPPART, S. A., BREZINSKI, M. E., BOUMA, B. E., TEARNEY, G. J., FUJIMOTO, J. G. (1996): Investigation of developing embryonic morphology using optical coherence tomography. *Developmental Biology* 177, 1, 54-63.
- BRAUN, J. (1995): Weiterführende Untersuchungen zur Bestimmung des Intraokulardruckes bei Vögeln mit einem elektronischen Tonometer TONOPENXL. München. Ludwig-Maximilians-Universität, München.
- CANDIOTO, C. G. (2011): Histomorphometria do bulbo do olho de Penereiro-De-Dorso-Malhado (Falco tinnunculus -Linnaeus, 1758). Brasília. Universidade estadual paulista faculdade de ciencias agrarias e veterinarias campus de jaboticabal.
- CHAN, W. H., SHILLING, J. S., MICHAELIDES, M. (2006): Optical coherence tomography: an assessment of current training across all levels of seniority in 8 ophthalmic units in the united kingdom. *BMC Ophthalmology* 6, 33-33.
- CHEN, D. M., COLLINS, J. S., GOLDSMITH, T. H. (1984): The ultraviolet receptor of bird retinas. *Science* 225, 4659, 337-340.
- CUI, L., WANG, J., PEREZ, V. L., SHEN, M., YUAN, Y., WANG, M. R. (2012): Visualization of the precorneal tear film using ultrahigh resolution optical coherence tomography in dry eye. *Eye Contact Lens* 38, 4, 240-244.
- DREXLER, LIU, KUMAR, KAMALI, UNTERHUBER, LEITGEB (2014): Optical coherence tomography today: speed, contrast, and multimodality. *Journal of Biomedical Optics* 19, 7, 071412-071412.

-
- DREXLER, W., FUJIMOTO, J. G. (2008): State-of-the-art retinal optical coherence tomography. *Progress in Retinal and Eye Research* 27, 1, 45-88.
- DREXLER, W., MORGNER, U., GHANTA, R. K., KÄRTNER, F. X., SCHUMAN, J. S., FUJIMOTO, J. G. (2001): Ultrahigh-resolution ophthalmic optical coherence tomography. *Nature medicine* 7, 4, 502-507.
- DUKE-ELDER (1958): *System of Ophthalmology* (Vol. 1). St. Louis, Mosby.
- EHLERS, N., SØRENSEN, T., BRAMSEN, T., POULSEN, E. H. (1976): Central Corneal Thickness in newborns and children. *Acta Ophthalmologica* 54, 3, 285-290.
- ENGINEERING, H. (2011): *Anterior Segment Module*. Heidelberg. Heidelberg Engineering.
- ERHARDT, W., HENKE, J., HABERSTROH, J. (2004): *Anästhesie & Analgesie beim Klein- und Heimtier*. Stuttgart. Schattauer GmbH.
- ERICKSON, P., COMSTOCK, T. L., ZANTOS, S. G. (2002): Is the superior cornea continuously swollen? *Clinical and Experimental Optometry* 85, 3, 168-171.
- EVANS, H. E. (1979): *Organa Sensoria*, aus: Baumel, J. J. , King A. S. , Breazile J. E. , et al. *Nomina Anatomica Avium*. Norwich. Academic Press Inc.
- FAMOSE, F. (2014): Assessment of the use of spectral domain optical coherence tomography (SD-OCT) for evaluation of the healthy and pathological cornea in dogs and cats. *Veterinary Ophthalmology* 17, 1, 12-22.
- FANTINI, S., WALKER, S. A., FRANCESCHINI, M. A., KASCHKE, M., SCHLAG, P. M., MOESTA, K. T. (1998): Assessment of the size, position, and optical properties of breast tumors in vivo by noninvasive optical methods. *Applied Optics* 37, 10, 1982-1989.
- FENG, Y., SIMPSON, T. L. (2005): Comparison of human central cornea and limbus in vivo using optical coherence tomography. *Optometry & Vision Science* 82, 5, 416-419.
- FERCHER, A. F., DREXLER, W., HITZENBERGER, C. K., LASSER, T. (2003): Optical coherence tomography—principles and applications. *Reports on progress in physics* 66 239-303.

-
- FERCHER, A. F., MENGEDOHT, K., WERNER, W. (1988): Eye-length measurement by interferometry with partially coherent light. *Optics Letters* 13, 3, 186-188.
- FRANCOZ, M., KARAMOKO, I., BAUDOUIN, C., LABBE, A. (2011): Ocular surface epithelial thickness evaluation with spectral-domain optical coherence tomography. *Investigative Ophthalmology & Visual Science* 52, 12, 9116-9123.
- GABRIELE, M. L., WOLLSTEIN, G., ISHIKAWA, H., KAGEMANN, L., XU, J., FOLIO, L. S., SCHUMAN, J. S. (2011): Optical coherence tomography: history, current status, and laboratory work. *Investigative ophthalmology & visual science* 52, 5, 2425-2436.
- GALGAUSKAS, S., GARLAITE, O., JUODKAITE, G., TUTKUVIENE, J., ASOKLIS, R. (2009): The correlation between central corneal thickness, ocular and general parameters. *Acta Ophthalmologica* 87, 0-0.
- GALGAUSKAS, S., NORVYDAITĖ, D., KRASAUSKAITĖ, D., STECH, S., AŠOKLIS, R. S. (2013): Age-related changes in corneal thickness and endothelial characteristics. *Clinical Interventions in Aging* 8, 1445-1450.
- GEKELER, F., GMEINER, H., VOLKER, M., SACHS, H., MESSIAS, A., EULE, C., BARTZ-SCHMIDT, K. U., ZRENNER, E., SHINODA, K. (2007): Assessment of the posterior segment of the cat eye by optical coherence tomography (OCT). *Veterinary Ophthalmology* 10, 3, 173-178.
- GILGER, B. C., WHITLEY, R. D., MCLAUGHLIN, S. A., WRIGHT, J. C., DRANE, J. W. (1991): Canine corneal thickness measured by ultrasonic pachymetry. *American Journal of Veterinary Research* 52, 10, 1570-1572.
- GLOESMANN, M., HERMANN, B., SCHUBERT, C., SATTMANN, H., AHNELT, P. K., DREXLER, W. (2003): Histologic correlation of pig retina radial stratification with ultrahigh-resolution optical coherence tomography. *Investigative Ophthalmology & Visual Science* 44, 4, 1696-1703.
- GONZALEZ-ALONSO-ALEGRE, E. M., MARTINEZ-NEVADO, E., CARO-VADILLO, A., RODRIGUEZ-ALVARO, A. (2015): Central corneal thickness and intraocular pressure in captive black-footed penguins (*Spheniscus demersus*). *Veterinary Ophthalmology* 18, 94-97.

-
- GORA, M., KARNOWSKI, K., SZKULMOWSKI, M., KALUZNY, B. J., HUBER, R., KOWALCZYK, A., WOJTKOWSKI, M. (2009): Ultra high-speed swept source OCT imaging of the anterior segment of human eye at 200 kHz with adjustable imaging range. *Optics Express* 17, 17, 14880-14894.
- GRZIMEK, B. (1979/80): Grzimeks Tierleben. Augsburg. Weltbild Verlag.
- HAQUE, S., JONES, L., SIMPSON, T. (2008): Thickness mapping of the cornea and epithelium using optical coherence tomography. *Optometry & Vision Science* 85, 10, 963-976.
- HEES, H., SINOWATZ, F. (1992): Histologie (Vol. 2). Köln. Deutscher Ärzte-Verlag.
- HEIDELBERG ENGINEERING (2014): SPECTRALIS HRA+OCT, User Manual (Vol. Art. Nr. 97290-008 INT.AE 14). Heidelberg, Germany. Heidelberg Engineering.
- HERNANDEZ-MERINO, E., KECOVA, H., JACOBSON, S. J., HAMOUCHE, K. N., NZOKWE, R. N., GROZDANIC, S. D. (2011): Spectral domain optical coherence tomography (SD-OCT) assessment of the healthy female canine retina and optic nerve. *Veterinary Ophthalmology* 14, 6, 400-405.
- HUANG, D., SWANSON, E. A., LIN, C. P., SCHUMAN, J. S., STINSON, W. G., CHANG, W., HEE, M. R., FLOTTE, T., GREGORY, K., PULIAFITO, C. A., ET AL. (1991): Optical coherence tomography. *Science* 254, 5035, 1178-1181.
- HUANG, Y., CIDECIYAN, A. V., PAPASTERGIOU, G. I., BANIN, E., SEMPLE-ROWLAND, S. L., MILAM, A. H., JACOBSON, S. G. (1998): Relation of optical coherence tomography to microanatomy in normal and rd chickens. *Investigative Ophthalmology & Visual Science* 39, 12, 2405-2416.
- IZATT, J. A., HEE, M. R., SWANSON, E. A., LIN, C. P., HUANG, D., SCHUMAN, J. S., PULIAFITO, C. A., FUJIMOTO, J. G. (1994): Micrometer-scale resolution imaging of the anterior eye in vivo with optical coherence tomography. *Archives of Ophthalmology* 112, 12, 1584-1589.
- KAFARNIK, C., FRITSCHKE, J., REESE, S. (2007): In vivo confocal microscopie in the nprmal corneas of cats, dogs and birds. *Veterinary Ophthalmology* 10, 4, 222-230.

-
- KAGEMANN, L., WOLLSTEIN, G., ISHIKAWA, H., BILONICK, R. A., BRENNEN, P. M., FOLIO, L. S., GABRIELE, M. L., SCHUMAN, J. S. (2010): Identification and assessment of Schlemm's canal by spectral-domain optical coherence tomography. *Investigative Ophthalmology & Visual Science* 51, 8, 4054-4059.
- KERN, T. J., COLITZ, C. (2013): Exotic Animal Ophthalmology ; aus Gelatt KN: Veterinary Ophthalmology (Vol. 5). Iowa, USA. John Wiley & Sons, Inc.
- KHURANA, R. N., LI, Y., TANG, M., LAI, M. M., HUANG, D. (2007): High-speed optical coherence tomography of corneal opacities. *Ophthalmology* 114, 7, 1278-1285.
- KÖNIG HE, L. H. (2009): Anatomie der Hausäugetiere (Vol. 4). Stuttgart. Schattauer Verlag.
- KONTIOLA, A. I. (2000): A new induction-based impact method for measuring intraocular pressure. *Acta Ophthalmologica Scandinavica* 78, 2, 142-145.
- KORBEL, R. (1991): Zum derzeitigen Stand der Ornitho-Ophthalmologie. *tierärztliche Praxis* 19, 497-507.
- KORBEL, R. (1994): Augenkrankheiten bei Vögeln: Ätiologie und Klinik von Augenkrankheiten, Luftsack-Perfusionsanästhesie, ophthalmologische Photographie und Bildatlas der Augenkrankheiten bei Vögeln. München. Ludwig-Maximilians-Universität.
- KORBEL, R. (2002). Avian Ophthalmology- Principles and application. <http://www.vetlatranquera.com.ar/pages/wsava2002/ophthalmology04.htm>, 2015
- KRACHMER, J. H., FEDER, R. S., BELIN, M. W. (1984): Keratoconus and related noninflammatory corneal thinning disorders. *Survey of Ophthalmology* 28, 4, 293-322.
- LABELLE, A. L., WHITTINGTON, J. K., BREAUX, C. B., LABELLE, P., MITCHELL, M. A., ZARFOSS, M. K., SCHMIDT, S. A., HAMOR, R. E. (2012): Clinical utility of a complete diagnostic protocol for the ocular evaluation of free-living raptors. *Veterinary Ophthalmology* 15, 1, 5-17.
- LADAGE, P. M., JESTER, J. V., PETROLL, W. M., BERGMANSON, J. P., CAVANAGH, H. D. (2003): Role of oxygen in corneal epithelial homeostasis during extended contact

-
- lens wear. *Eye Contact Lens* 29, 1 Suppl, S2-6; discussion S26-29, S192-194.
- LADAGE, P. M., YAMAMOTO, K., REN, D. H., LI, L., JESTER, J. V., PETROLL, W. M., CAVANAGH, H. D. (2001): Effects of rigid and soft contact lens daily wear on corneal epithelium, tear lactate dehydrogenase, and bacterial binding to exfoliated epithelial cells. *Ophthalmology* 108, 7, 1279-1288.
- LANG, G. (2008): *Augenheilkunde* (Vol. 4). Stuttgart. Georg Thieme Verlag.
- LEUNG, C. K., LI, H., WEINREB, R. N., LIU, J., CHEUNG, C. Y., LAI, R. Y., PANG, C. P., LAM, D. S. (2008): Anterior chamber angle measurement with anterior segment optical coherence tomography: a comparison between slit lamp OCT and Visante OCT. *Investigative Ophthalmology & Visual Science* 49, 8, 3469-3474.
- LI, Q., TIMMERS, A. M., HUNTER, K., GONZALEZ-POLA, C., LEWIN, A. S., REITZE, D. H., HAUSWIRTH, W. W. (2001): Noninvasive imaging by optical coherence tomography to monitor retinal degeneration in the mouse. *Investigative Ophthalmology & Visual Science* 42, 12, 2981-2989.
- LI, Y., MEISLER, D. M., TANG, M., LU, A. T., THAKRAR, V., REISER, B. J., HUANG, D. (2008): Keratoconus diagnosis with optical coherence tomography pachymetry mapping. *Ophthalmology* 115, 12, 2159-2166.
- LI, Y., SHEKHAR, R., HUANG, D. (2006): Corneal pachymetry mapping with high-speed optical coherence tomography. *Ophthalmology* 113, 5, 792-799.e792.
- LIDSTER, K., BAKER, D. (2012): Optical coherence tomography detection of neurodegeneration in multiple sclerosis. *CNS & neurological disorders drug targets* 11, 5, 518-527.
- LINDER, B. J., TRICK, G. L., WOLF, M. L. (1988): Altering body position affects intraocular pressure and visual function. *Investigative Ophthalmology & Visual Science* 29, 10, 1492-1497.
- MAGGS, MILLER, OFRI (2008): *Slatter's Fundamentals of Veterinary Ophthalmology* (Vol.4). St. Louis, Missouri. Saunders Elsevier.

-
- MAGGS, D. J. (2008): Cornea and Sklera, aus: Maggs, D. J., Miller, P. E., Ofri, R.; Slatter's Fundamentals of Veterinary Ophthalmology (Fourth Edition). St.Louis, Missouri. Saunders Elsevier.
- MALLE, C., TADA, T., STEIGERWALD, K., UGHI, G. J., SCHUSTER, T., NAKANO, M., MASSBERG, S., JEHLE, J., GUAGLIUMI, G., KASTRATI, A., VIRMANI, R., BYRNE, R. A., JONER, M. (2013): Tissue characterization after drug-eluting stent implantation using optical coherence tomography. *Arteriosclerosis, Thrombosis, and Vascular Biology* 33, 6, 1376-1383.
- MAURICE (1957): The structure and transparency of the cornea. *The Journal of Physiology* 136, 263-286.
- MCLELLAN, G. J., RASMUSSEN, C. A. (2012): Optical Coherence Tomography for the Evaluation of Retinal and Optic Nerve Morphology in Animal Subjects: Practical Considerations. *Veterinary ophthalmology* 15, Suppl 2, 13-28.
- MEBS, T., SCHMIDT D. (2014): Die Greifvögel Europas, Nordafrikas und Vorderasiens, Biologie, Kennzeichen, Bestände (Vol. 2). Stuttgart. Kosmos Naturführer.
- MOAYED, A. A., HARIRI, S., SONG, E. S., CHOH, V., BIZHEVA, K. (2011): In vivo volumetric imaging of chicken retina with ultrahigh-resolution spectral domain optical coherence tomography. *Biomedical Optics Express* 2, 5, 1268-1274.
- MONTIANI-FERREIRA, F., PETERSEN-JONES, S., CASSOTIS, N., RAMSEY, D. T., GEARHART, P., CARDOSO, F. (2003): Early postnatal development of central corneal thickness in dogs. *Veterinary Ophthalmology* 6, 1, 19-22.
- MURPHY, C. J. (1984). *Raptor ophthalmology*. Paper presented at the Association of Avian Veterinarians
- MURPHY, C. J., KERN, T. J., MCKEEVER, K., MCKEEVER, L., MACCOY, D. (1982): Ocular lesions in free-living raptors. *Journal of the American Veterinary Medical Association* 181, 11, 1302-1304.
- NEITZ, J., GEIST, T., JACOBS, G. H. (1989): Color vision in the dog. *Visual Neuroscience* 3, 2, 119-125.

-
- NOLAN, W. (2008): Anterior segment imaging: ultrasound biomicroscopy and anterior segment optical coherence tomography. *Current Opinion in Ophthalmology* 19, 2, 115-121.
- OTIS, L. L., EVERETT, M. J., SATHYAM, U. S., COLSTON, B. W., JR. (2000): Optical coherence tomography: a new imaging technology for dentistry. *Journal of the American Dental Association* 131, 4, 511-514.
- PARK (2013): Acute Changes in Central Corneal Thickness According to Experimental Adjustment of Intraocular Pressure in Normal Canine Eyes. *The Journal of Veterinary Medical Science* 75, 11, 1479-1483.
- PARK, JEONG, KIM, AHN, AHN, PARK, KIM, SEO (2011): Effect of central corneal thickness on intraocular pressure with the rebound tonometer and the applanation tonometer in normal dogs. *Veterinary Ophthalmology* 14, 3, 169-173.
- PAULI, A., KLAUSS, G., DIEHL, K., REDIG, P. (2007): Clinical Techniques: Considerations for Release of Raptors with Ocular Disease. *Journal of Exotic Pet Medicine* 16, 2, 101-103.
- PIERCE, M. C., STRASSWIMMER, J., PARK, B. H., CENSE, B., DE BOER, J. F. (2004): Advances in Optical Coherence Tomography Imaging for Dermatology. *Journal of Investigative Dermatology* 123, 3, 458-463.
- PILGE, H., HUBER-VAN DER VELDEN, K., HERTEN, M., KURZIDEM, S., KRAUSPE, R., BITTERSOHL, B., ZILKENS, C. (2014): Comparison of Hip Joint Cartilage Degeneration Assessed by Histology and Ex Vivo Optical Coherence Tomography. *Orthopedic Reviews* 6, 2, 5342.
- PINTO, N. I., GILGER, B. C. (2014): Spectral-domain optical coherence tomography evaluation of the cornea, retina, and optic nerve in normal horses. *Veterinary Ophthalmology* 17, 140-148.
- PODOLEANU, A., CHARALAMBOUS, I., PLESEA, L., DOGARIU, A., ROSEN, R. (2004): Correction of distortions in optical coherence tomography imaging of the eye. *Physics in Medicine and Biology* 49, 7, 1277-1294.

-
- PORTELLINHA, W., BELFORT, R. (1991): Central and peripheral corneal thickness in newborns. *Acta Ophthalmologica* 69, 2, 247-250.
- PRAKASH, G., AGARWAL, A., MAZHARI, A. I., CHARI, M., KUMAR, D. A., KUMAR, G., SINGH, B. (2012): Reliability and reproducibility of assessment of corneal epithelial thickness by fourier domain optical coherence tomography. *Invest Ophthalmol Vis Sci* 53, 6, 2580-2585.
- RADHAKRISHNAN, S., ROLLINS, A. M., ROTH, J. E., YAZDANFAR, S., WESTPHAL, V., BARDENSTEIN, D. S., IZATT, J. A. (2001): Real-time optical coherence tomography of the anterior segment at 1310 nm. *Archives of ophthalmology* 119, 8, 1179-1185.
- RAUSCHER, F. G., AZMANIS, P., KORBER, N., KOCH, C., HUBEL, J., VETTERLEIN, W., WERNER, B., THIELEBEIN, J., DAWCZYNSKI, J., WIEDEMANN, P., REICHENBACH, A., FRANCKE, M., KRAUTWALD-JUNGHANNS, M. E. (2013): Optical coherence tomography as a diagnostic tool for retinal pathologies in avian ophthalmology. *Investigative Ophthalmology & Visual Science* 54, 13, 8259-8269.
- REESE, S., KORBEL, R., LIEBICH, H. G. (2001): Sehorgan. In König, H.E., LIEBICH, H.G. (Hrsg.) *Anatomie und Propädeutik des Geflügels* (Vol. 1). Stuttgart, New York. Schattauer Verlag.
- REESE, S., KORBEL, R., LIEBICH, H. G. (2008): Sehorgan(Organum visus); In: *Anatomie der Vögel-Klinische Aspekte und Propädeutik. Zier-, Greif-, Zoo-, Wildvögel und Wirtschaftsgeflügel*, König H, Korbelt R, Liebich H (Vol. 2). Schattauer Verlag.
- REINSTEIN, D. Z., ARCHER, T. J., GOBBE, M., SILVERMAN, R. H., COLEMAN, D. J. (2008): Epithelial Thickness in the Normal Cornea: Three-dimensional Display With Very High Frequency Ultrasound. *Journal of refractive surgery* (Thorofare, N.J. : 1995) 24, 6, 571-581.
- REUTER, A. (2009): Evaluation des Rebound-Tonometers TonoVet® für die Bestimmung des Augeninnendrucks bei Greifvögeln und Eulen. Berlin. Freie Universität Berlin.
- REUTER, A., MULLER, K., ARNDT, G., EULE, J. C. (2011): Reference intervals for intraocular pressure measured by rebound tonometry in ten raptor species and factors affecting the intraocular pressure. *Journal of Avian Medicine and Surgery* 25,

3, 165-172.

RINGO, J., WOLBARSHT, M. L., WAGNER, H. G., CROCKER, R., AMTHOR, F. (1977): Trichromatic vision in the cat. *Science* 198, 4318, 753-755.

ROGOWSKA, J., BRYANT, C. M., BREZINSKI, M. E. (2003): Cartilage thickness measurements from optical coherence tomography. *Journal of the Optical Society of America* 20, 2, 357-367.

RÜFER, F., SCHRÖDER, A., ARVANI, M. K., ERB, C. (2005): Zentrale und periphere Hornhautpachymetrie - Normevaluation mit dem Pentacam-System. *Klinische Monatsblätter für Augenheilkunde* 222, 02, 117-122.

RUGGERI, M., MAJOR, J. C., JR., MCKEOWN, C., KNIGHTON, R. W., PULIAFITO, C. A., JIAO, S. (2010): Retinal structure of birds of prey revealed by ultra-high resolution spectral-domain optical coherence tomography. *Investigative Ophthalmology & Visual Science* 51, 11, 5789-5795.

SAMUELSON, D. (1998): Ophthalmic Anatomy. In: *Veterinary Ophthalmology* (Vol. 3). Philadelphia. Lea & Febiger.

SARUNIC, M. V., ASRANI, S., IZATT, J. A. (2008): Imaging the ocular anterior segment with real-time, full-range Fourier-domain optical coherence tomography. *Archives of ophthalmology* 126, 4, 537-542.

SCHAAL, S., KUNSCH, K., KUNSCH, S. (2006): *Der Mensch in Zahlen: Eine Datensammlung in Tabellen mit über 20000 Einzelwerten* (Vol. 4). Berlin. Springer Spektrum.

SCHAEFFEL, F., HOWLAND, H.C. (1987): Corneal accommodation in chick and pigeon. *Journal of Comparative Physiology* 160, 3, 375-384.

SCHUMAN, J. S., PEDUT-KLOIZMAN, T., PAKTER, H., WANG, N., GUEDES, V., HUANG, L., PIEROTH, L., SCOTT, W., HEE, M. R., FUJIMOTO, J. G., ISHIKAWA, H., BILONICK, R. A., KAGEMANN, L., WOLLSTEIN, G. (2007): Optical coherence tomography and histologic measurements of nerve fiber layer thickness in normal and glaucomatous monkey eyes. *Investigative Ophthalmology & Visual Science* 48, 8,

3645-3654.

SEILER, M. J., RAO, B., ARAMANT, R. B., YU, L., WANG, Q., KITAYAMA, E., PHAM, S., YAN, F., CHEN, Z., KEIRSTEAD, H. S. (2010): Three-dimensional Optical Coherence Tomography Imaging of Retinal Sheet Implants in Live Rats. *Journal of neuroscience methods* 188, 2, 250-257.

SERGEEV, A., GELIKONOV, V., GELIKONOV, G., FELDCHEIN, F., KURANOV, R., GLADKOVA, N., SHAKHOVA, N., SNOPOVA, L., SHAKHOV, A., KUZNETZOVA, I., DENISENKO, A., POCHINKO, V., CHUMAKOV, Y., STRELTZOVA, O. (1997): In vivo endoscopic OCT imaging of precancerand cancer states of human mucosa. *Optics Express* 1, 13, 432-440.

SHAH S., C. A., MATHAI M. (1999): Relationship between corneal thickness and intra-ocular pressure in a general ophthalmology clinic. *Ophthalmology*, 106, 2154-2160.

SILBERNAGL, S., DESPOPOULOS, A. (1983): Taschenatlas der Physiologie (Vol. 2). München. Thieme Verlag.

SIMPSON, T., FONN, D. (2008): Optical Coherence Tomography of the Anterior Segment. *The Ocular Surface* 6, 3, 117-127.

SIN, S., SIMPSON, T. L. (2006): The repeatability of corneal and corneal epithelial thickness measurements using optical coherence tomography. *Optometry & Vision Science* 83, 6, 360-365.

SIVAK, J. G., HILDEBRAND, T., LEBERT, C. (1985): Magnitude and rate of accommodation in diving and nondiving birds. *Vision Research* 25, 7, 925-933.

STILES, J., BUYUKMIHCI, N. C., FARVER, T. B. (1994): Tonometry of normal eyes in raptors. *American Journal of Veterinary Research* 55, 4, 477-479.

STROBEL, B. (2010): Okulare Sonographie des gesunden und erkrankten Auges bei Wildgreifvögeln. München. Ludwig-Maximilians-Universität München.

TANDLER, H. (2013): Tonometrie am Vogelauge mittels TonoVet und TonoLab im Vergleich zum TonoPenXL. München. Ludwig-Maximilians-Universität, München.

-
- TAO, A., WANG, J., CHEN, Q., SHEN, M., LU, F., DUBOVY, S. R., SHOUSHA, M. A. (2011): Topographic Thickness of Bowman's Layer Determined by Ultra-High Resolution Spectral Domain–Optical Coherence Tomography. *Investigative Ophthalmology & Visual Science* 52, 6, 3901-3907.
- THANNHÄUSER, WIRBELAUER, PHAM (2007): Einfluss der Hornhautkrümmung auf die OCT-Pachymetrie. *Klinische Monatsblätter für Augenheilkunde* 224, S 2, V_50.
- TOMLINS, P. H., WANG, R. K. (2005): Theory, developments and applications of optical coherence tomography. *Journal of Physics D: Applied Physics* 38, 15, 2519.
- TRIPATHI, R. C., TRIPATHI, B. J. (1973): The mechanism of aqueous outflow in birds: I. An ultrastructural study of normal eyes. *Experimental Eye Research* 15, 3, 409-423.
- VALERA, F. J., PALACIOS, A.G., GOLDSMITH, T.H. (1993): Color vision of birds, aus: Zeigler HP, Gischof H-J , *Vision, Brain and Behavior of Birds*. Cambridge, MA. MIT Press.
- VAN VELTHOVEN, M. E., FABER, D. J., VERBRAAK, F. D., VAN LEEUWEN, T. G., DE SMET, M. D. (2007): Recent developments in optical coherence tomography for imaging the retina. *Progress in Retinal and Eye Research* 26, 1, 57-77.
- VELASCO GALLEGU, M. L. (2015): Imaging of physiological retinal structure in various raptor species using optical coherence tomography (OCT). München. Ludwig-Maximilians-Universität München.
- WALDE, I., NELL, B., SCHÄFFER, E., KÖSTLIN, R. (2008): *Augenheilkunde, Lehrbuch und Atlas* (Vol. 3). Wien, München. Schattauer Verlag.
- WALLS, G. L. (1942): *The vertebrate eye and its adaptive radiation*. New York, London. Bloomfield Hills, Michigan, Cranbrook Institute of Science.
- WANG, DONG, WU (2014): Mean central corneal thickness and corneal power measurements in pigmented and white rabbits using Visante optical coherence tomography and ATLAS corneal topography. *Veterinary Ophthalmology* 17, 2, 87-90.
- WANG, J., FONN, D., SIMPSON, T. L. (2003): Topographical Thickness of the Epithelium

-
- and Total Cornea after Hydrogel and PMMA Contact Lens Wear with Eye Closure. *Investigative Ophthalmology & Visual Science* 44, 3, 1070-1074.
- WANG, W.-H., MILLAR, J. C., PANG, I.-H., WAX, M. B., CLARK, A. F. (2005): Noninvasive Measurement of Rodent Intraocular Pressure with a Rebound Tonometer. *Investigative Ophthalmology & Visual Science* 46, 12, 4617-4621.
- WANG, Y., NELSON, J., CHEN, Z., REISER, B., CHUCK, R., WINDELER, R. (2003): Optimal wavelength for ultrahigh-resolution optical coherence tomography. *Optics Express* 11, 12, 1411-1417.
- WERKMEISTER, R. M., ALEX, A., KAYA, S., UNTERHUBER, A., HOFER, B., RIEDL, J., BRONHAGL, M., VIETAUER, M., SCHMIDL, D., SCHMOLL, T., GARHOFER, G., DREXLER, W., LEITGEB, R. A., GROESCHL, M., SCHMETTERER, L. (2013): Measurement of tear film thickness using ultrahigh-resolution optical coherence tomography. *Investigative Ophthalmology & Visual Science* 54, 8, 5578-5583.
- WILLIAMS, D. (1994): *Avian Medicine- Principles and Applications: Ophthalmology*. Lake Worth, Florida. Wingers Publishing.
- WYLEGALA, E., DOBROWOLSKI, D., NOWINSKA, A., TARNAWSKA, D. (2009): Anterior segment optical coherence tomography in eye injuries. *Graefe's Archive for Clinical and Experimental Ophthalmology* 247, 4, 451-455.
- YAMAUCHI, Y., AGAWA, T., TSUKAHARA, R., KIMURA, K., YAMAKAWA, N., MIURA, M., GOTO, H. (2011): Correlation between high-resolution optical coherence tomography (OCT) images and histopathology in an iodoacetic acid-induced model of retinal degeneration in rabbits. *British Journal of Ophthalmology* 95, 8, 1157-1160.
- ZHOU, S. Y., WANG, C. X., CAI, X. Y., HUANG, D., LIU, Y. Z. (2013): Optical coherence tomography and ultrasound biomicroscopy imaging of opaque corneas. *Cornea* 32, 4, 25-30.

IX. ANHANG

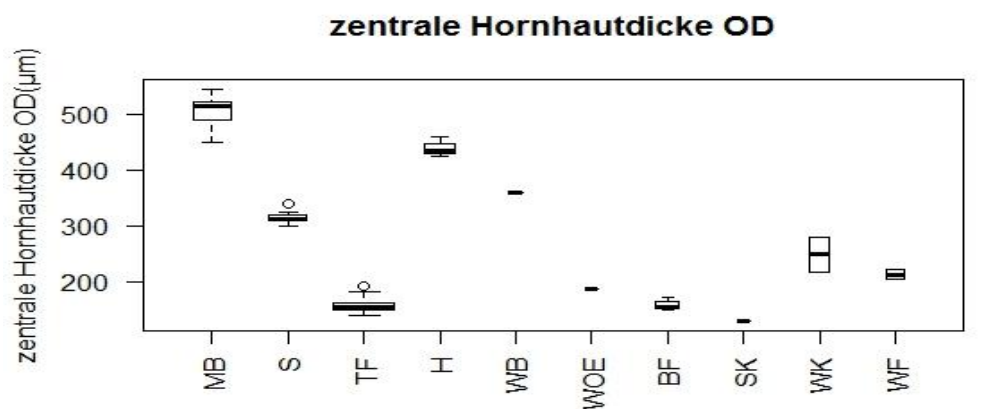
1. Pachymetrische Vermessungen, Boxplot Grafiken

Bei den angegebenen Werten zu jeder der Boxplot-Graphiken ist folgende Nummerierung angegeben:

1 = unterer Whisker; 2 = unteres Quartil; 3 = Median; 4 = oberes Quartil; 5 = oberer Whisker

Die Abkürzungen sind wie folgt festgelegt worden:

MB = Mäusebussard; S= Sperber; TF= Turmfalke; H= Habicht; WB= Wespenbussard, WOE= Waldohreule; BF= Baumfalke; SK= Steinkauz; WK= Waldkauz; WF= Wanderfalke



	[MB]	[S]	[TF]	[H]	[WB]	[WOE]	[BF]	[SK]	[WK]	[WF]
[1]	448.0	300.0	141	425	360	186	149.0	130	218.0	204
[2]	488.5	308.5	150	429	360	186	152.0	130	218.0	204
[3]	512.5	313.0	156	434	360	186	155.0	130	248.5	213
[4]	522.0	319.0	163	446	360	186	163.5	130	279.0	222
[5]	544.0	324.0	182	460	360	186	172.0	130	279.0	222

Abbildung 28: Zentrale Gesamtdicke der Hornhaut OD der verschiedenen Arten in μm

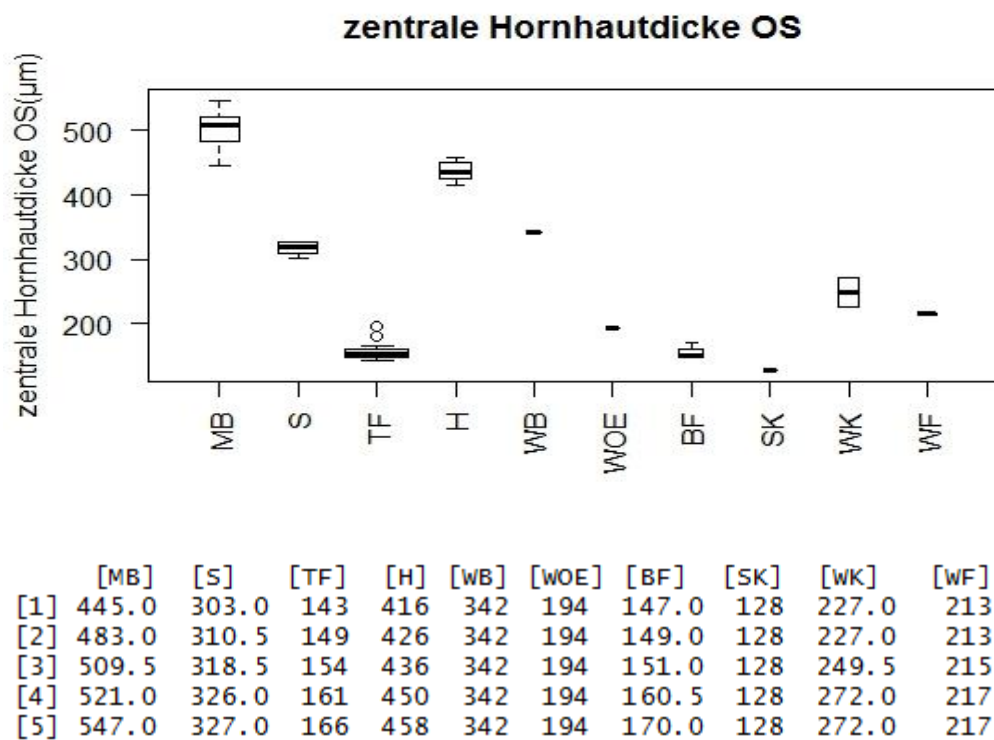


Abbildung 29: Zentrale Gesamtdicke der Hornhaut OS der verschiedenen Arten in µm

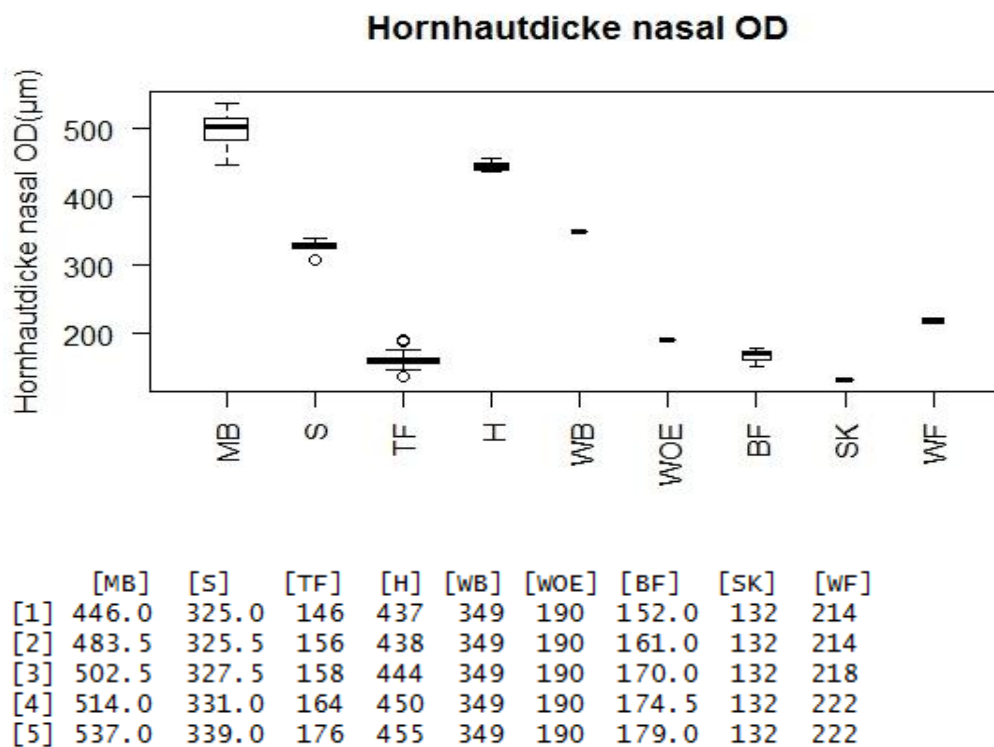


Abbildung 30: Nasale Gesamtdicke der Hornhaut OD

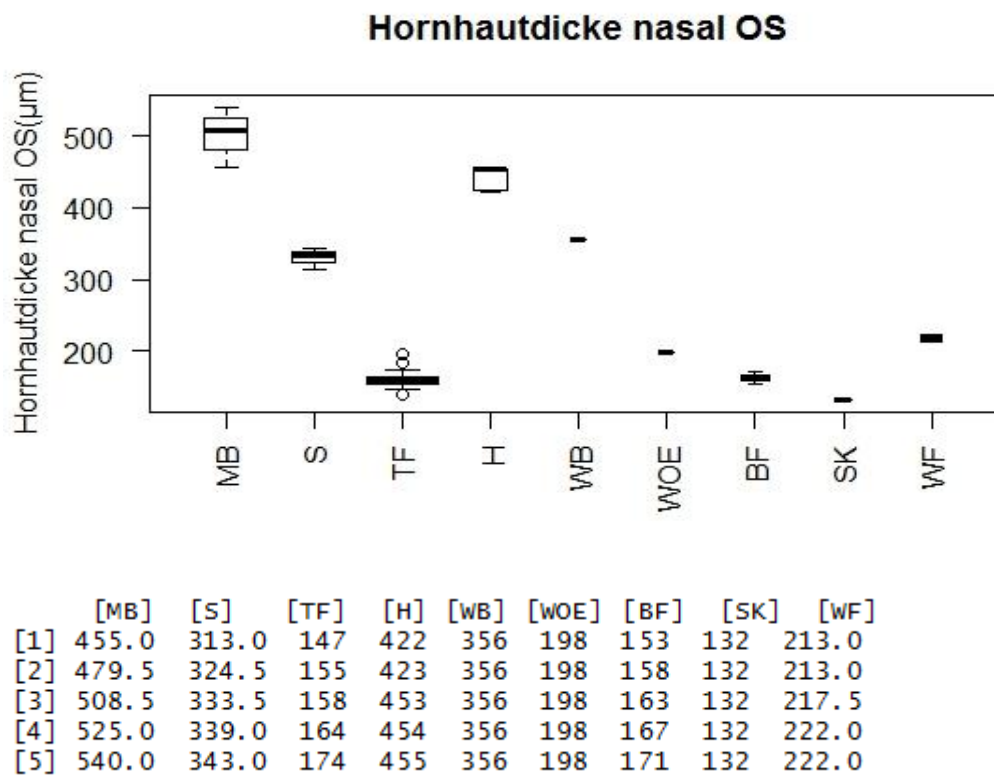


Abbildung 31: Nasale Gesamtdicke der Hornhaut OS

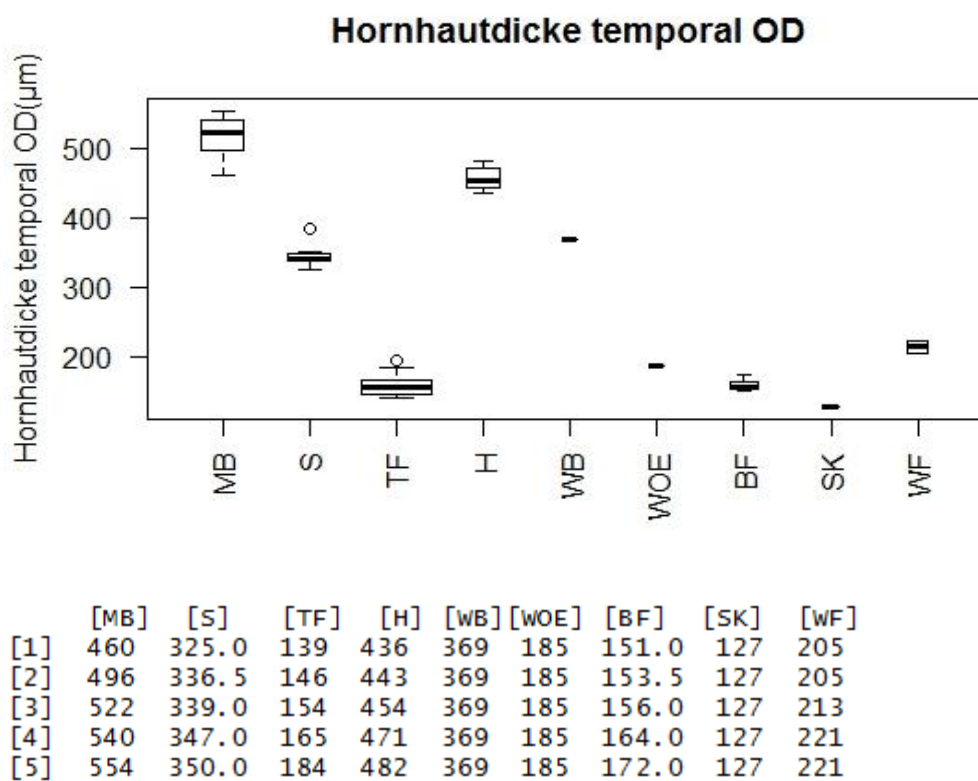


Abbildung 32: Temporale Gesamtdicke der Hornhaut OD

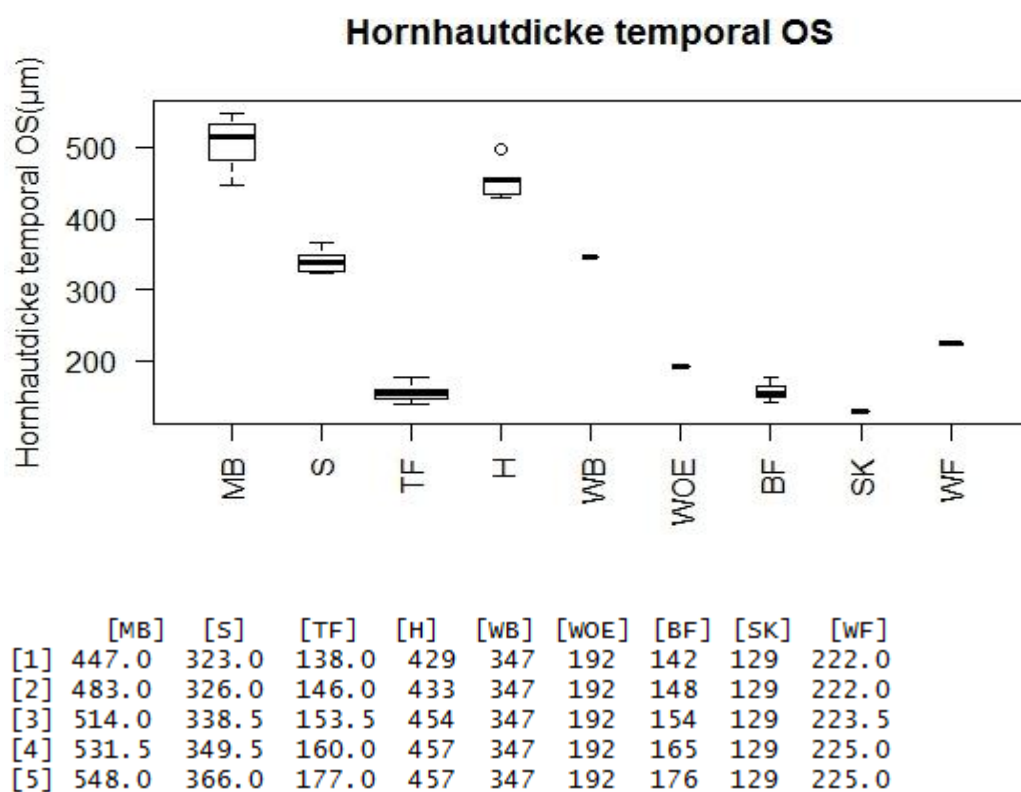
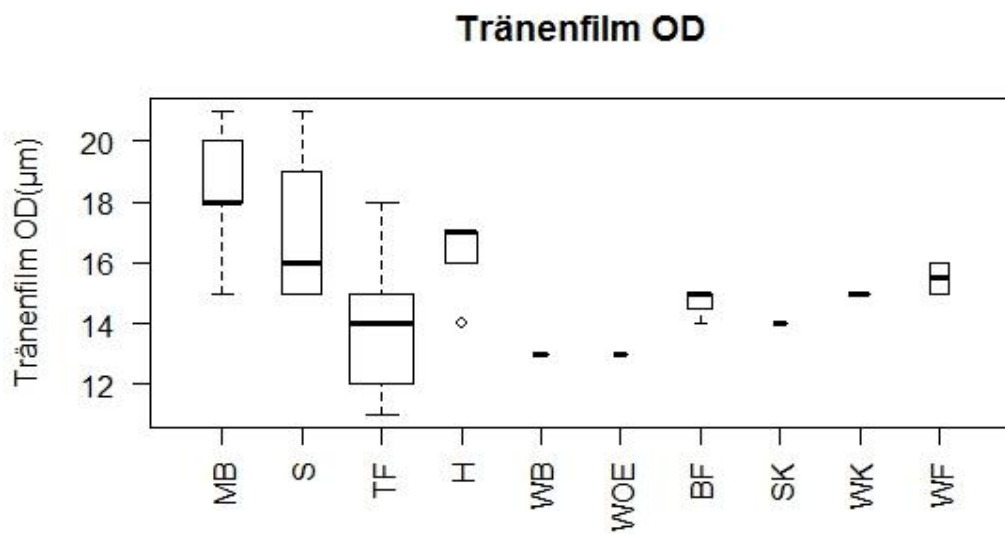
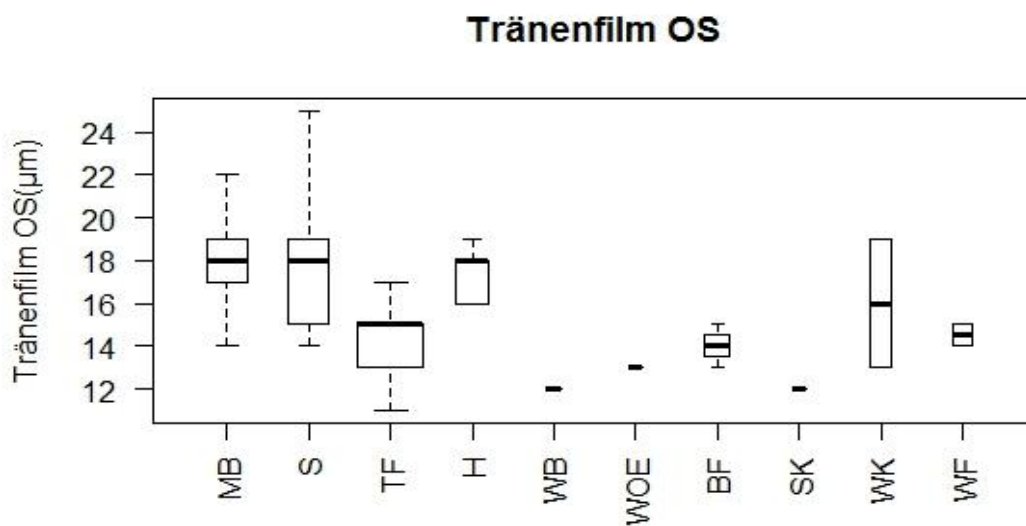


Abbildung 33: temporale Gesamtdicke der Hornhaut OS

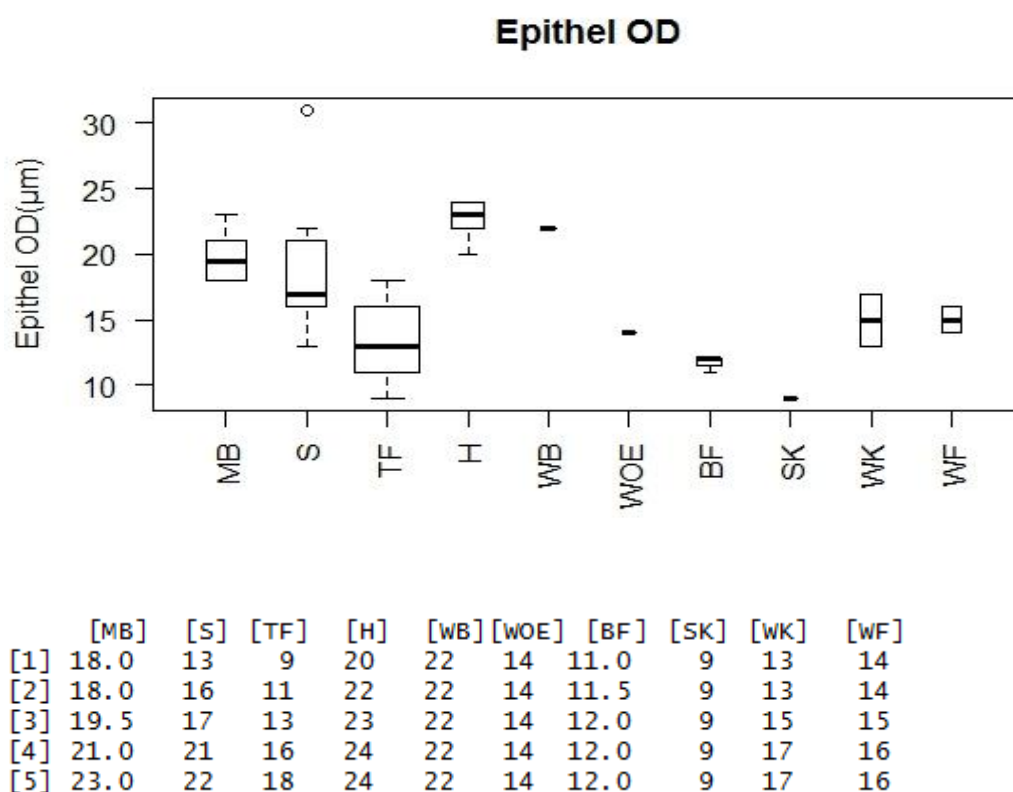
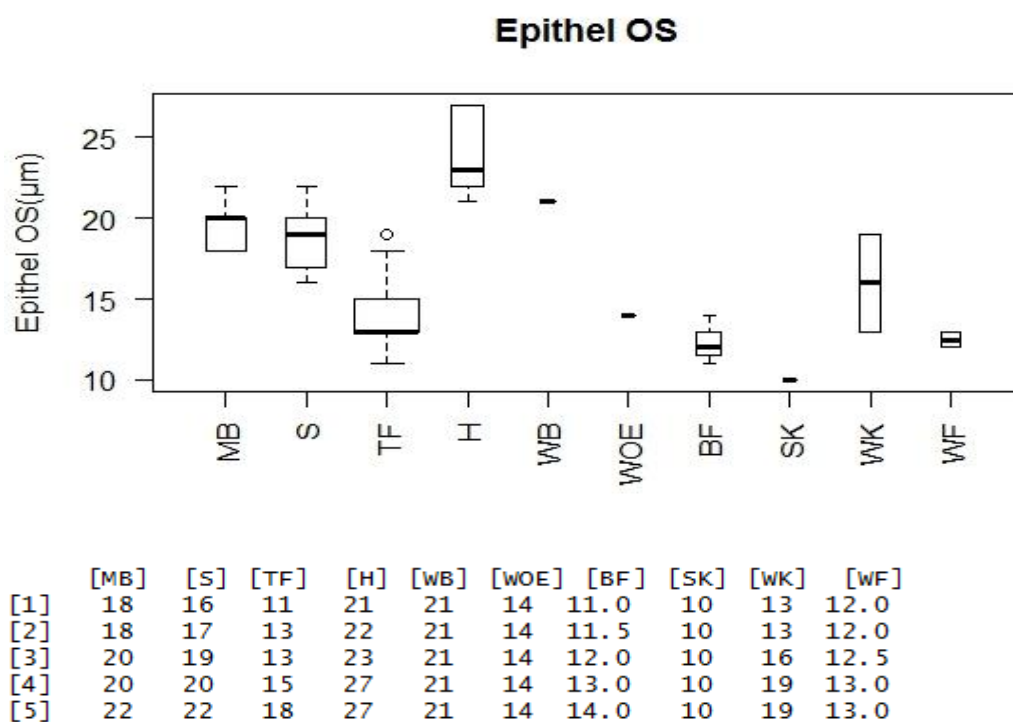


	[MB]	[S]	[TF]	[H]	[WB]	[WOE]	[BF]	[SK]	[WK]	[WF]
[1]	15	15	11	16	13	13	14.0	14	15	15.0
[2]	18	15	12	16	13	13	14.5	14	15	15.0
[3]	18	16	14	17	13	13	15.0	14	15	15.5
[4]	20	19	15	17	13	13	15.0	14	15	16.0
[5]	21	21	18	17	13	13	15.0	14	15	16.0

Abbildung 34: Gesamtdicke Tränenfilm OD der verschiedenen Arten in μm 

	[MB]	[S]	[TF]	[H]	[WB]	[WOE]	[BF]	[SK]	[WK]	[WF]
[1]	14	14	11	16	12	13	13.0	12	13	14.0
[2]	17	15	13	16	12	13	13.5	12	13	14.0
[3]	18	18	15	18	12	13	14.0	12	16	14.5
[4]	19	19	15	18	12	13	14.5	12	19	15.0
[5]	22	25	17	19	12	13	15.0	12	19	15.0

Abbildung 35: Gesamtdicke Tränenfilm OS der verschiedenen Arten in μm

Abbildung 36: Gesamtdicke Epithel OD der verschiedenen Arten in μm Abbildung 37: Gesamtdicke Epithel OS der verschiedenen Arten in μm

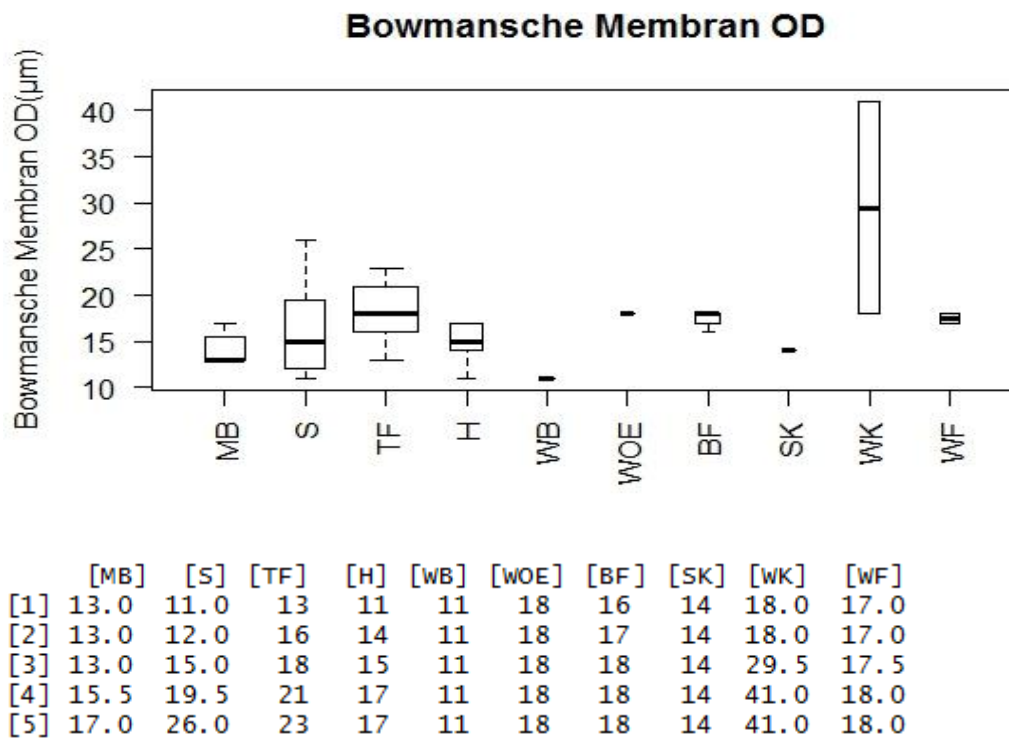


Abbildung 38: Gesamtdicke Bowmansche Membran OD der verschiedenen Arten in µm

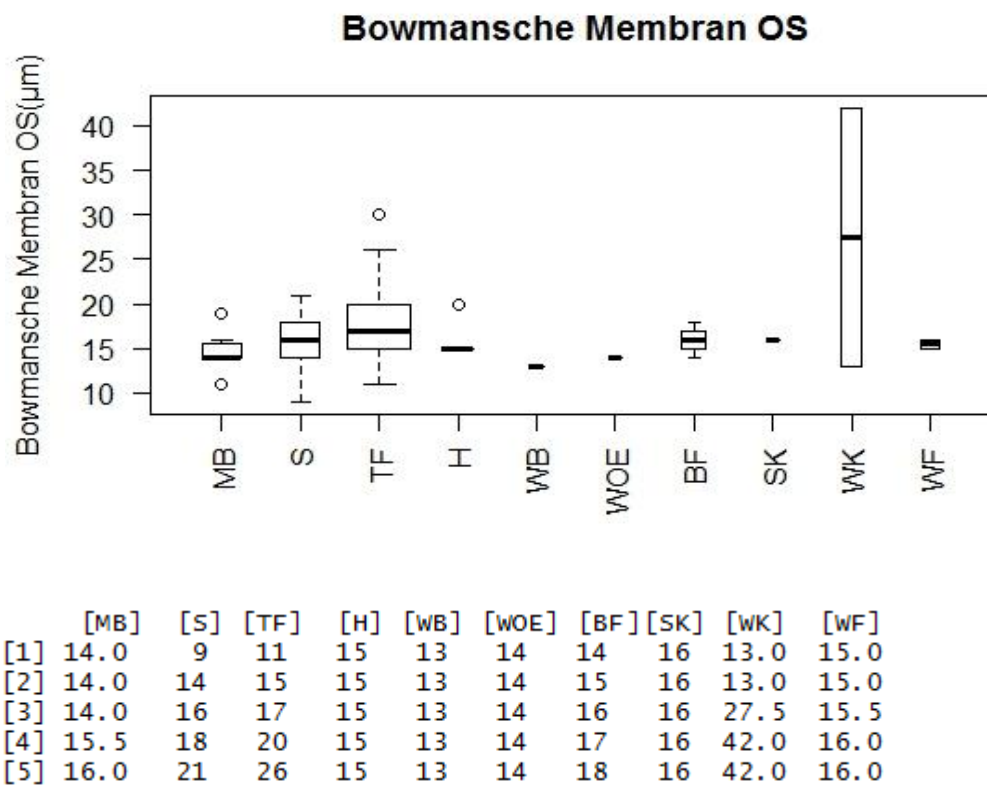
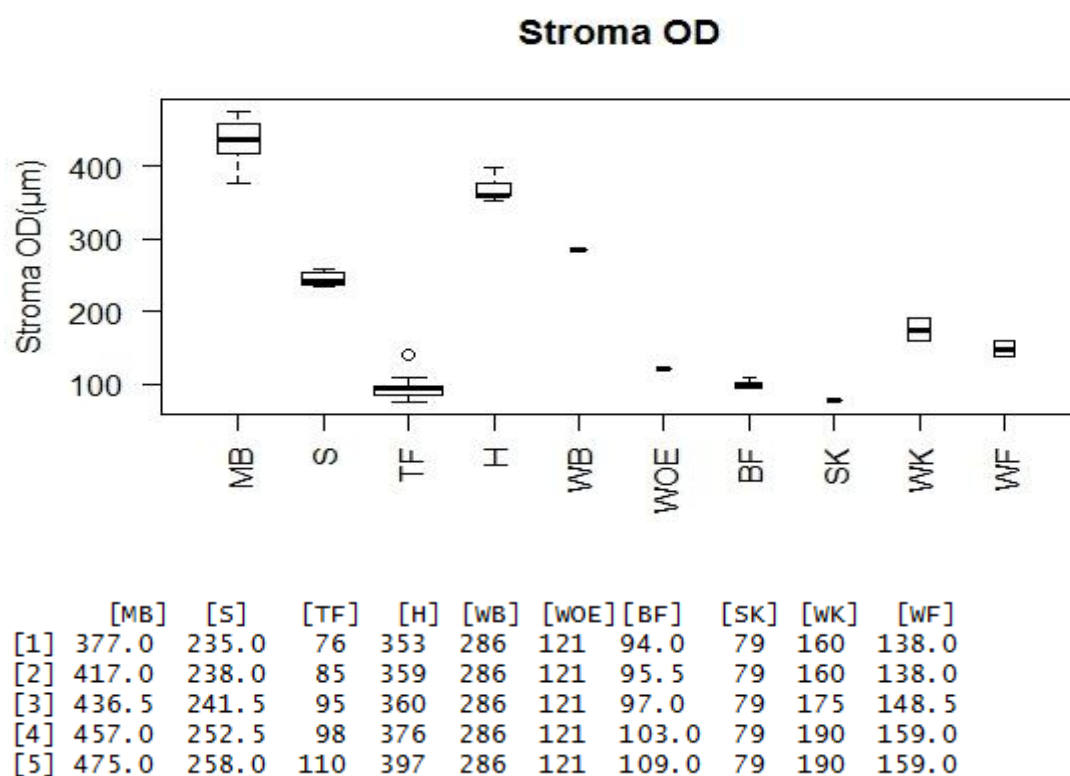
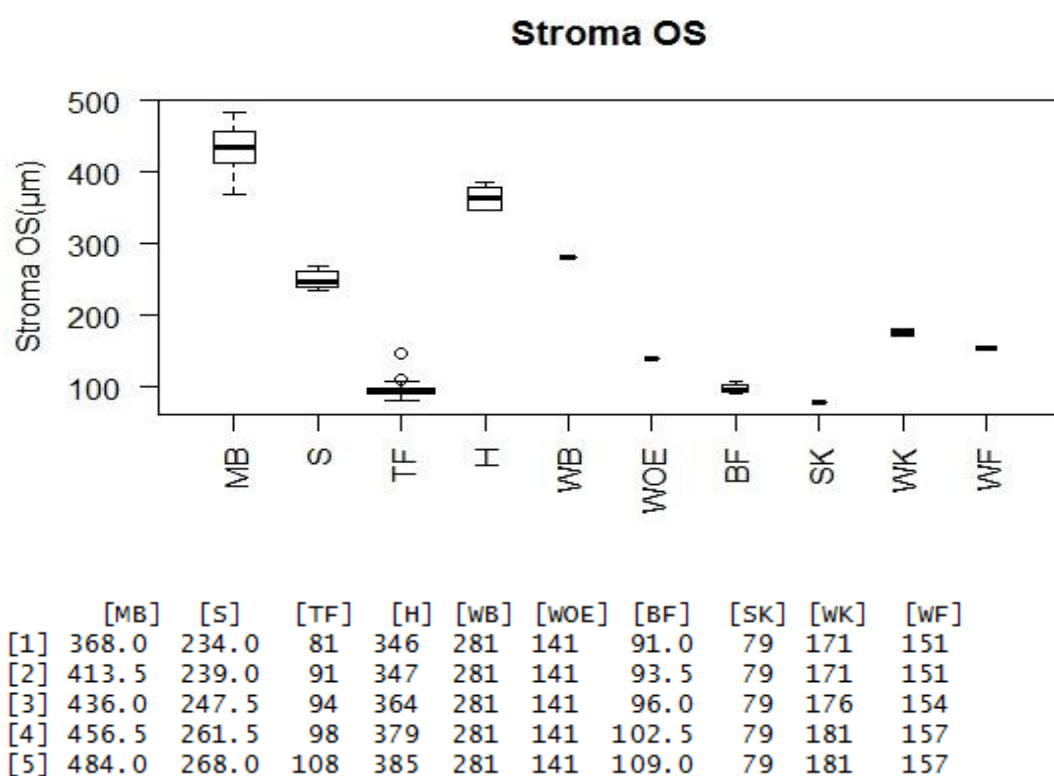


Abbildung 39: Gesamtdicke Bowmansche Membran OS der verschiedenen Arten in µm

Abbildung 40: Gesamtdicke Stroma OD der verschiedenen Arten in μm Abbildung 41: Gesamtdicke Stroma OS der verschiedenen Arten in μm

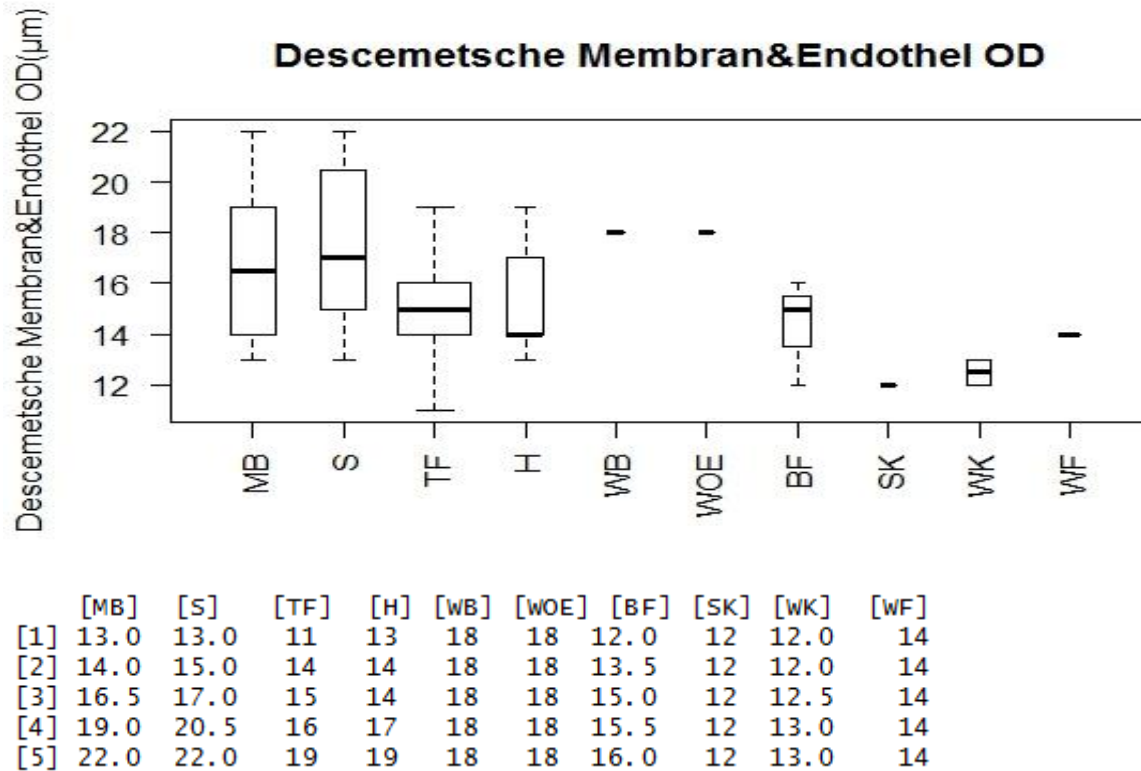


Abbildung 42: Gesamtdicke Descemetische Membran & Endothel OD der verschiedenen Arten in μm

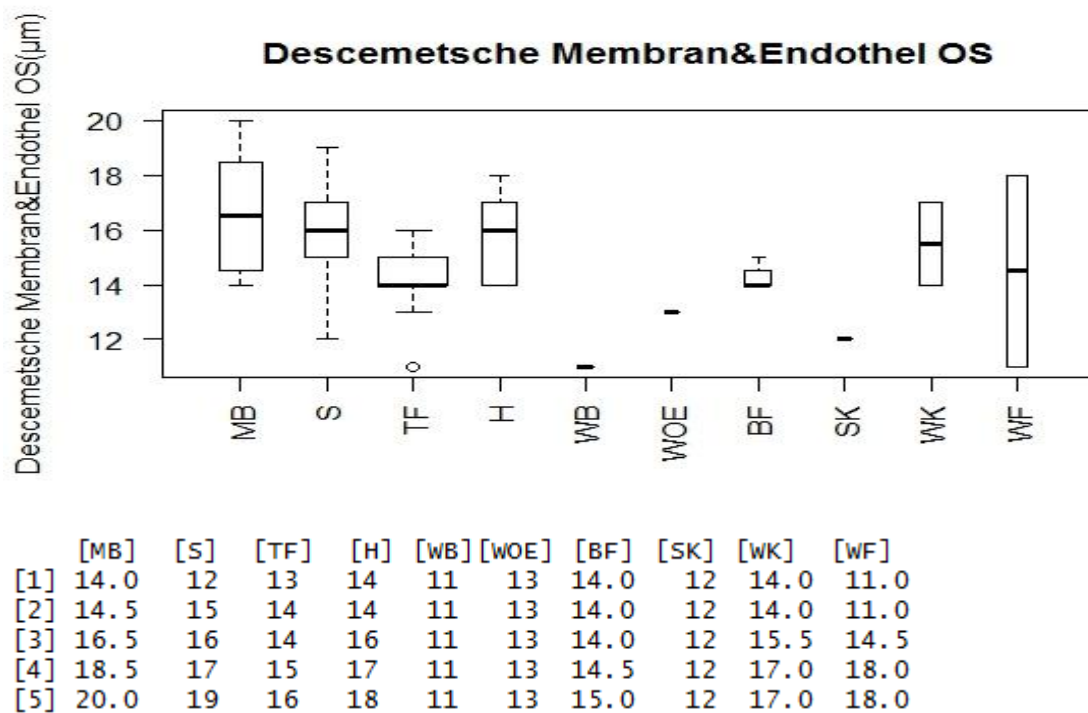


Abbildung 43: Gesamtdicke Descemetische Membran & Endothel OS der verschiedenen Arten in μm

2. Reproduzierbarkeit Methode, Bland Altman Grafiken

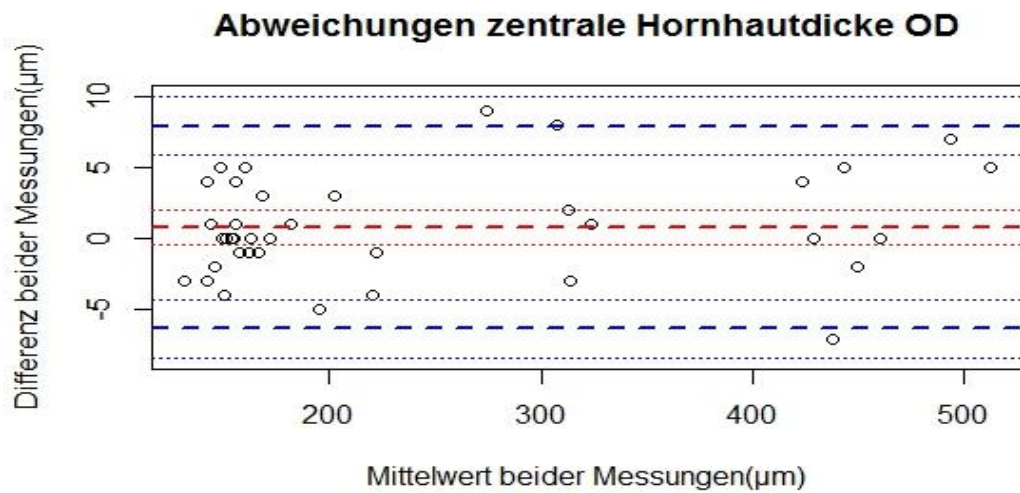


Abbildung 44: Abweichungen zentrale Hornhautdicke OD

Vergleich der Erst- und Zweitaufnahme

Konfidenzintervall 95%, unteres Limit $-6,30 \mu\text{m}$, Bias $0,82 \mu\text{m}$, oberes Limit $7,93 \mu\text{m}$

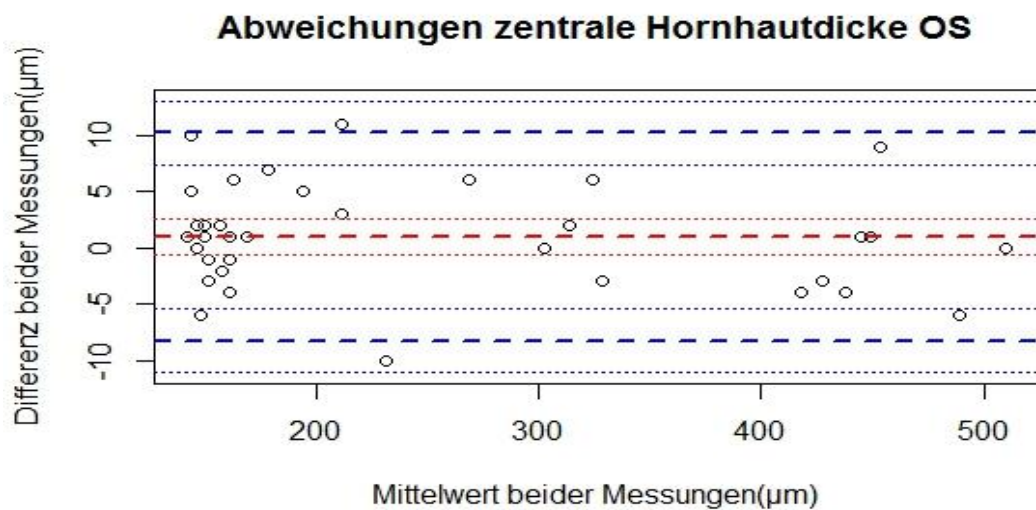


Abbildung 45: Abweichungen zentrale Hornhautdicke OS

Vergleich der Erst- und Zweitaufnahme

Konfidenzintervall 95%, unteres Limit $-8,25 \mu\text{m}$, Bias $1,00 \mu\text{m}$, oberes Limit $10,25 \mu\text{m}$

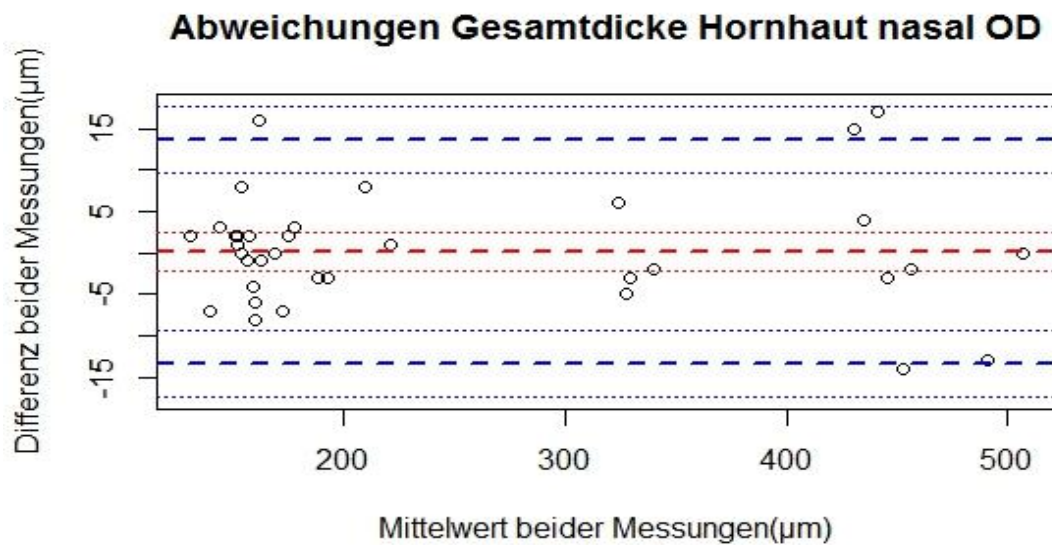


Abbildung 46: Abweichungen Gesamtdicke Hornhaut nasal OD

Vergleich Erst- und Zweitaufnahme

Konfidenzintervall 95%, unteres Limit -13,31 μm , Bias 0,17 μm , oberes Limit 13,64 μm

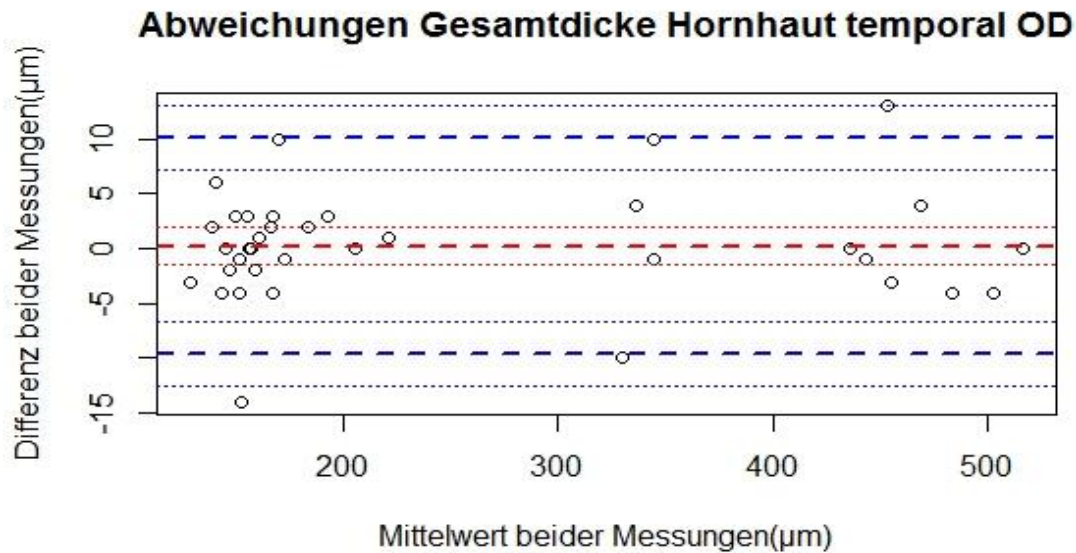


Abbildung 47: Abweichungen Gesamtdicke Hornhaut temporal OD

Vergleich Erst- und Zweitaufnahme

Konfidenzintervall 95%, unteres Limit -9,64 μm , Bias 0,25 μm , oberes Limit 10,14 μm

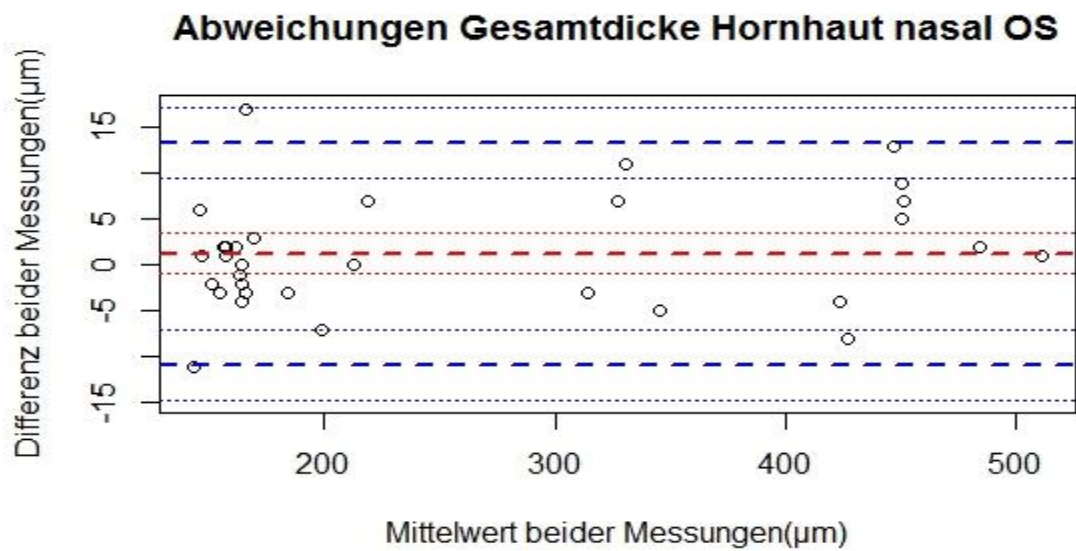


Abbildung 48: Abweichungen Gesamtdicke Hornhaut nasal OS

Vergleich Erst- und Zweitaufnahme

Konfidenzintervall 95%, unteres Limit $-10,85 \mu\text{m}$, Bias $1,25 \mu\text{m}$, oberes Limit $13,35 \mu\text{m}$

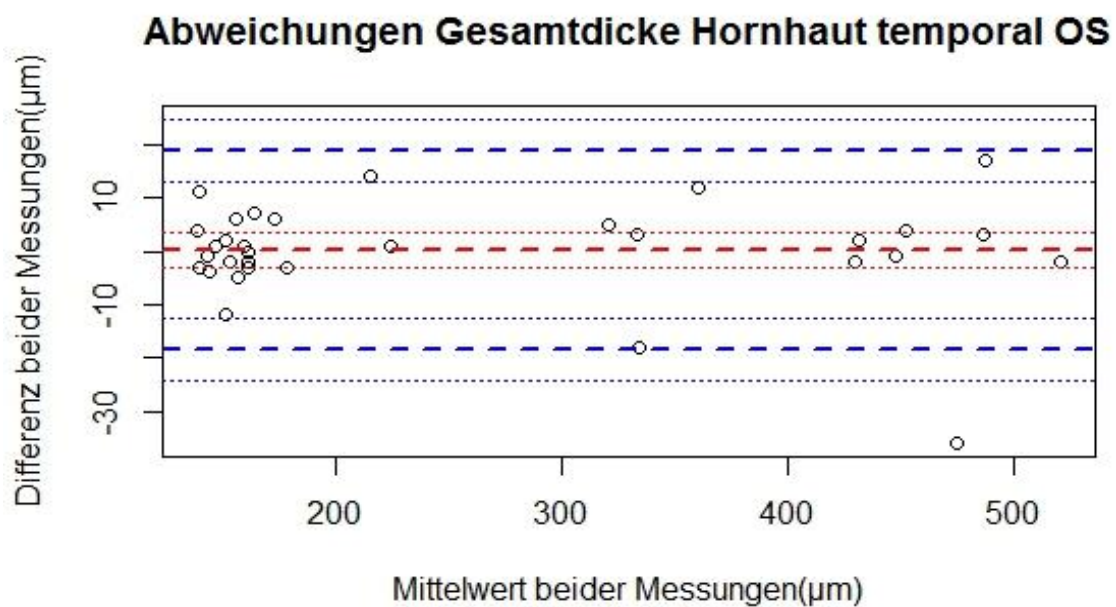


Abbildung 49: Abweichungen Gesamtdicke Hornhaut temporal OS

Vergleich Erst- und Zweitaufnahme

Konfidenzintervall 95%, unteres Limit $-18,49 \mu\text{m}$, Bias $0,16 \mu\text{m}$, oberes Limit $18,80 \mu\text{m}$

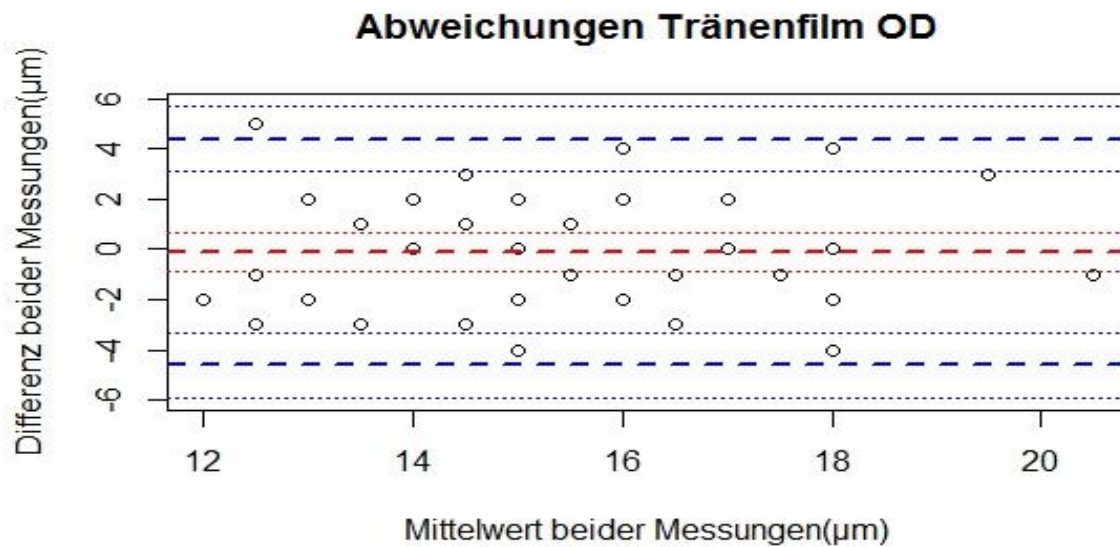


Abbildung 50: Abweichungen des Tränenfilms OD

Vergleich Erst- und Zweitaufnahme mittels Bland Altman

Konfidenzintervall 95%, unteres Limit $-4,61 \mu\text{m}$, Bias $-0,11 \mu\text{m}$, oberes Limit $4,40 \mu\text{m}$

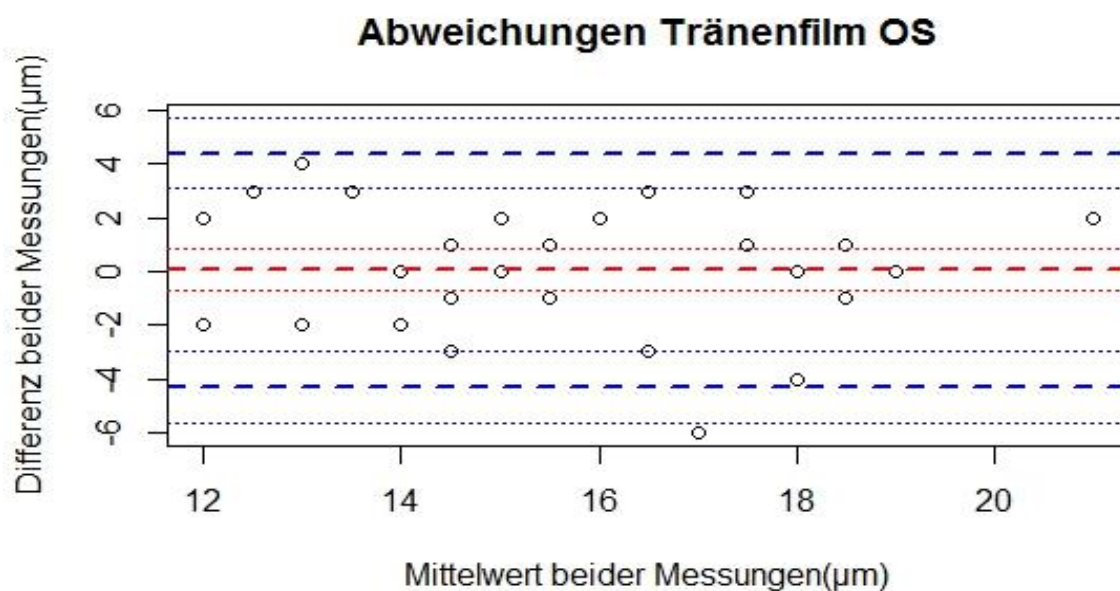


Abbildung 51: Abweichungen Tränenfilm OS

Vergleich Erst- und Zweitaufnahme mittels Bland Altmann

Konfidenzintervall 95%, unteres Limit $-4,30 \mu\text{m}$, Bias $0,06 \mu\text{m}$, oberes Limit $4,41 \mu\text{m}$

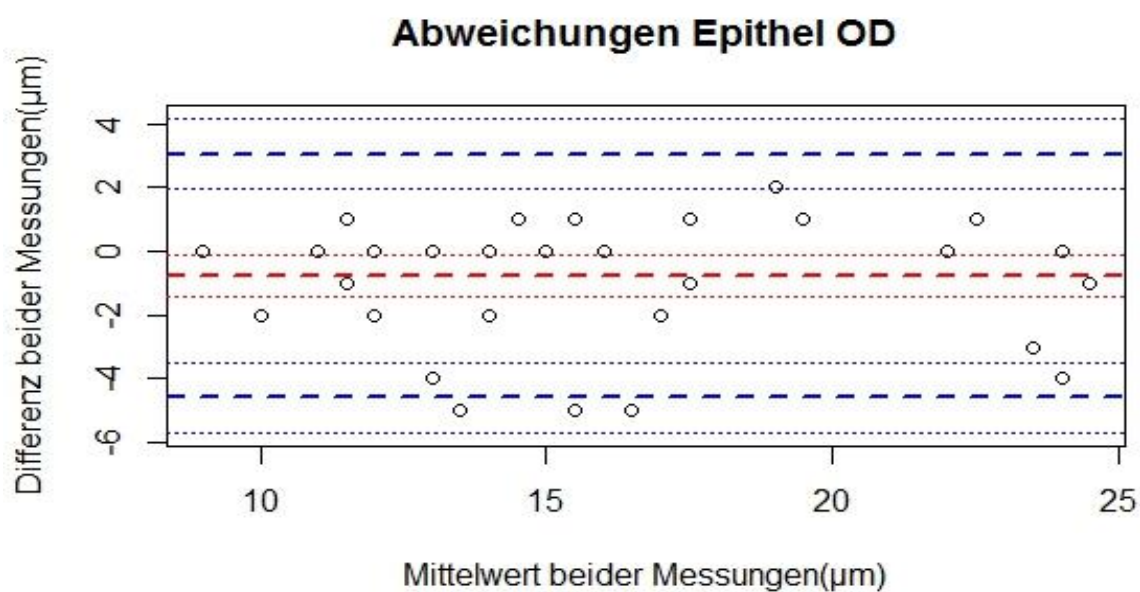


Abbildung 52: Abweichungen Epithel OD

Vergleich Erst- und Zweitaufnahme

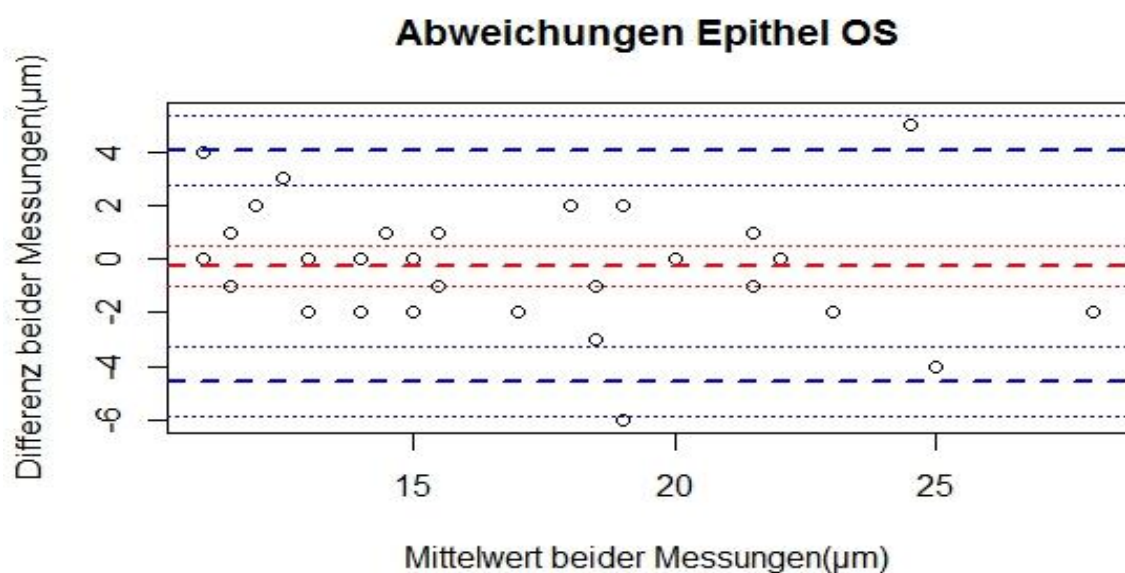
Konfidenzintervall 95%, unteres Limit $-4,59 \mu\text{m}$, Bias $-0,76 \mu\text{m}$, oberes Limit $3,06 \mu\text{m}$ 

Abbildung 53: Abweichungen Epithel OS

Vergleich Erst- und Zweitaufnahme

Konfidenzintervall 95%, unteres Limit $-4,57 \mu\text{m}$, Bias $-0,26 \mu\text{m}$, oberes Limit $4,06 \mu\text{m}$

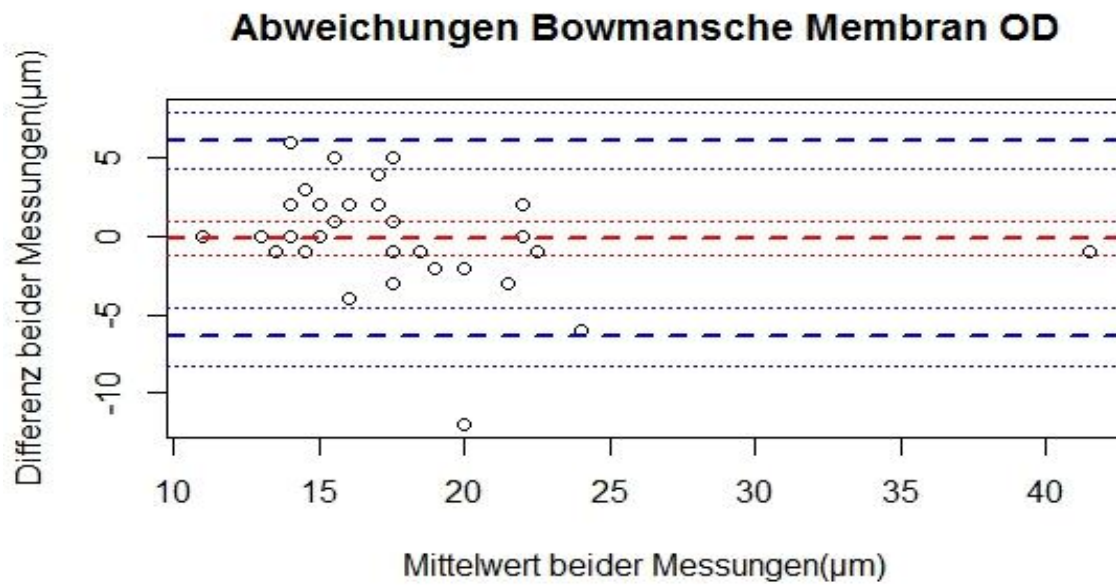


Abbildung 54: Abweichungen Bowmansche Membran OD

Vergleich Erst- und Zweitaufnahme

Konfidenzintervall 95%, unteres Limit $-6,41 \mu\text{m}$, Bias $-0,16 \mu\text{m}$, oberes Limit $6,10 \mu\text{m}$

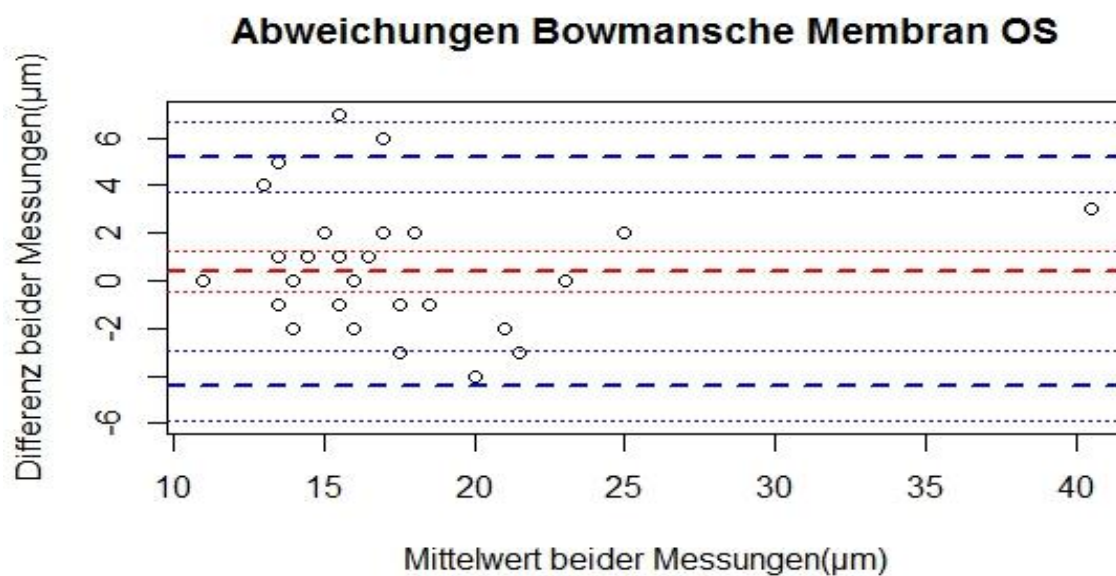


Abbildung 55: Abweichungen Bowmansche Membran OS

Vergleich Erst- und Zweitaufnahme

Konfidenzintervall 95%, unteres Limit $-4,43 \mu\text{m}$, Bias $0,40 \mu\text{m}$, oberes Limit $5,23 \mu\text{m}$

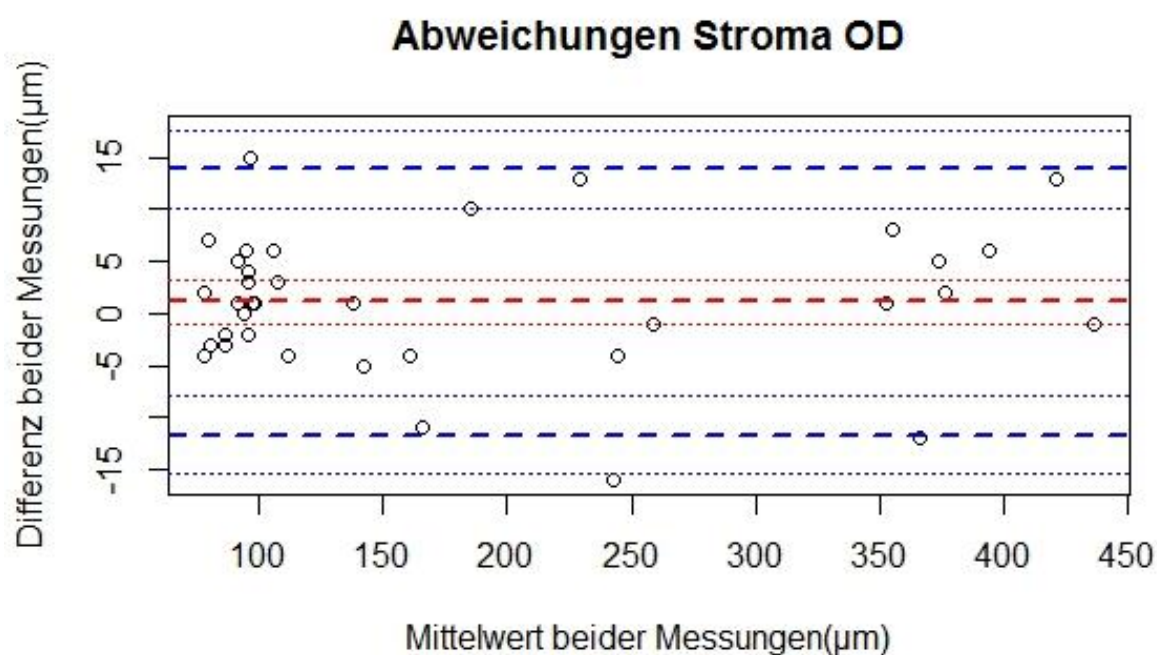


Abbildung 56: Abweichungen Stroma OD

Vergleich Erst- und Zweitaufnahme

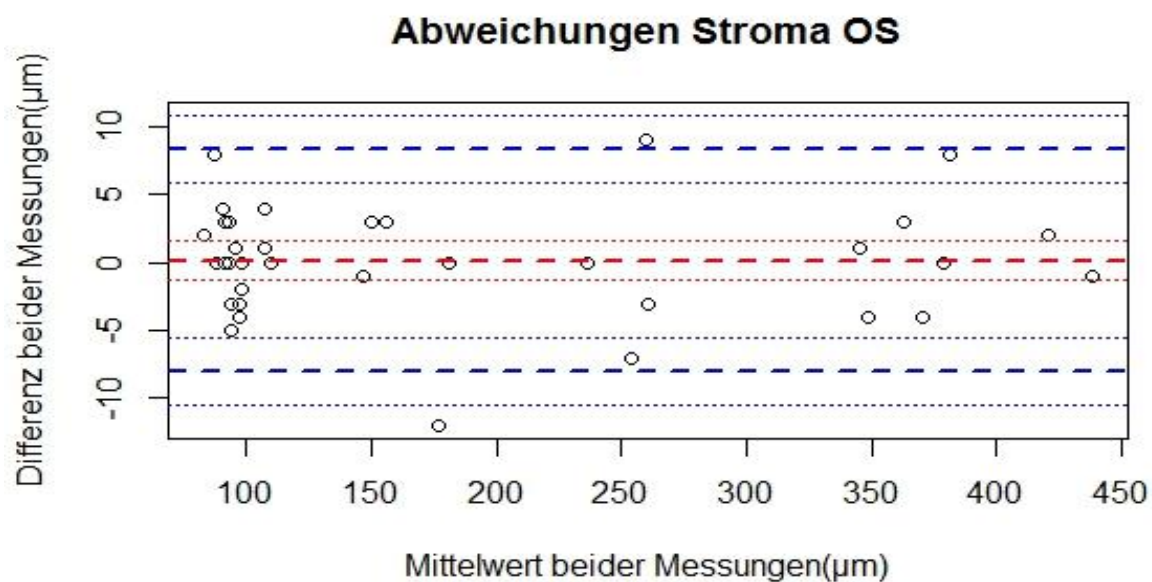
Konfidenzintervall 95%, unteres Limit $-11,68 \mu\text{m}$, Bias $1,11 \mu\text{m}$, oberes Limit $13,89 \mu\text{m}$ 

Abbildung 57: Abweichungen Stroma OS

Vergleich Erst- und Zweitaufnahme

Konfidenzintervall 95%, unteres Limit $-8,03 \mu\text{m}$, Bias $0,17 \mu\text{m}$, oberes Limit $8,37 \mu\text{m}$

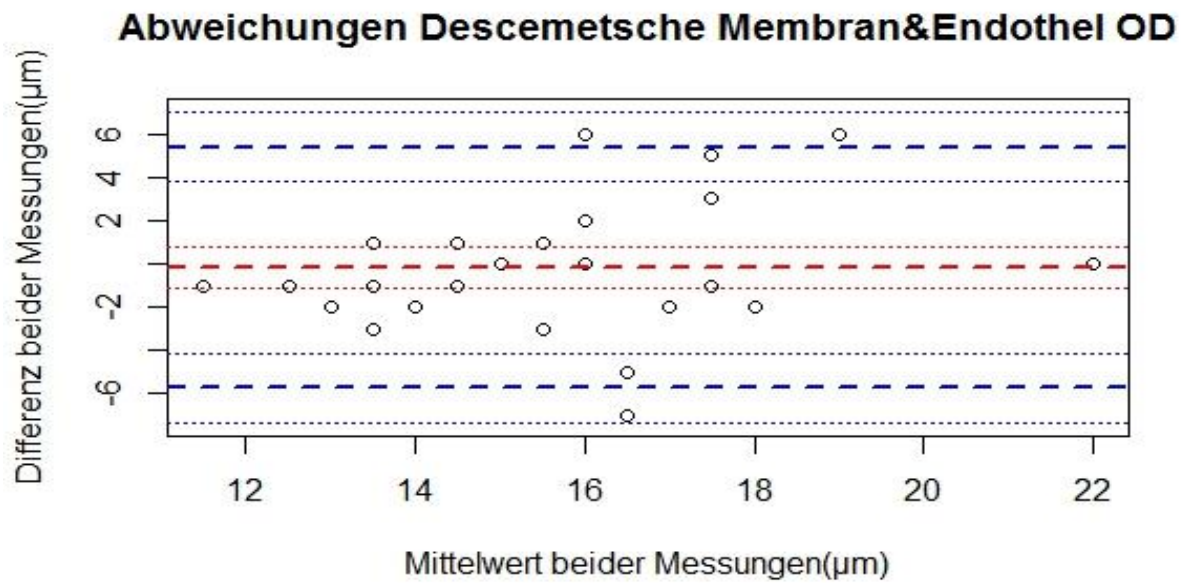


Abbildung 58: Abweichungen Descemetische Membran & Endothel OD

Vergleich Erst- und Zweitaufnahme

Konfidenzintervall 95%, unteres Limit $-5,73 \mu\text{m}$, Bias $-0,16 \mu\text{m}$, oberes Limit $5,41 \mu\text{m}$

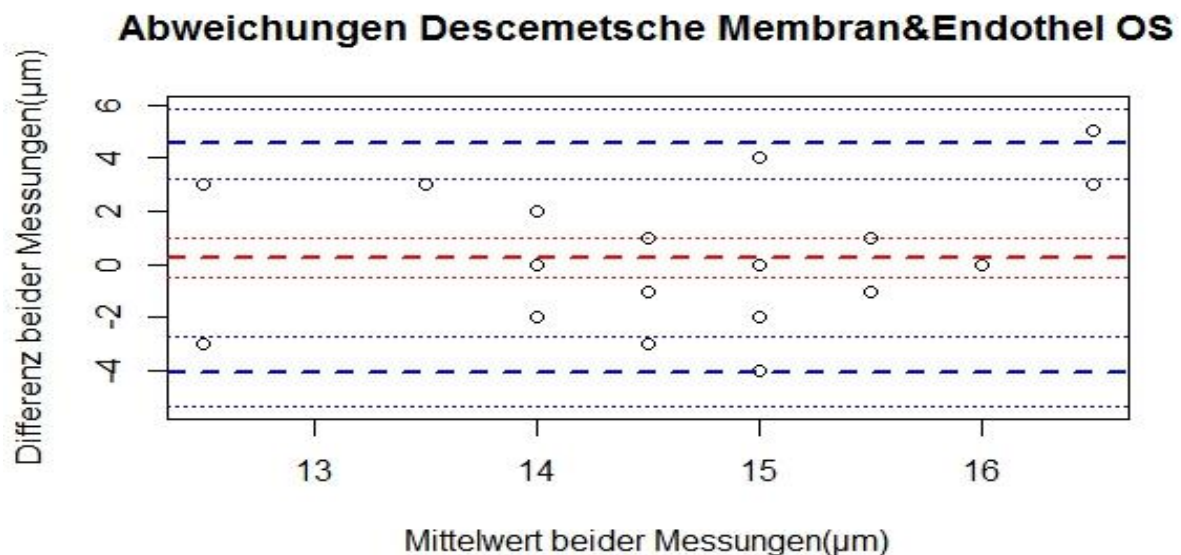


Abbildung 59: Abweichungen Descemetische Membran & Endothel OS

Vergleich Erst- und Zweitaufnahme

Konfidenzintervall 95%, unteres Limit $-4,03 \mu\text{m}$, Bias $0,26 \mu\text{m}$, oberes Limit $4,54 \mu\text{m}$

3. Benutzerabhängige Reproduzierbarkeit

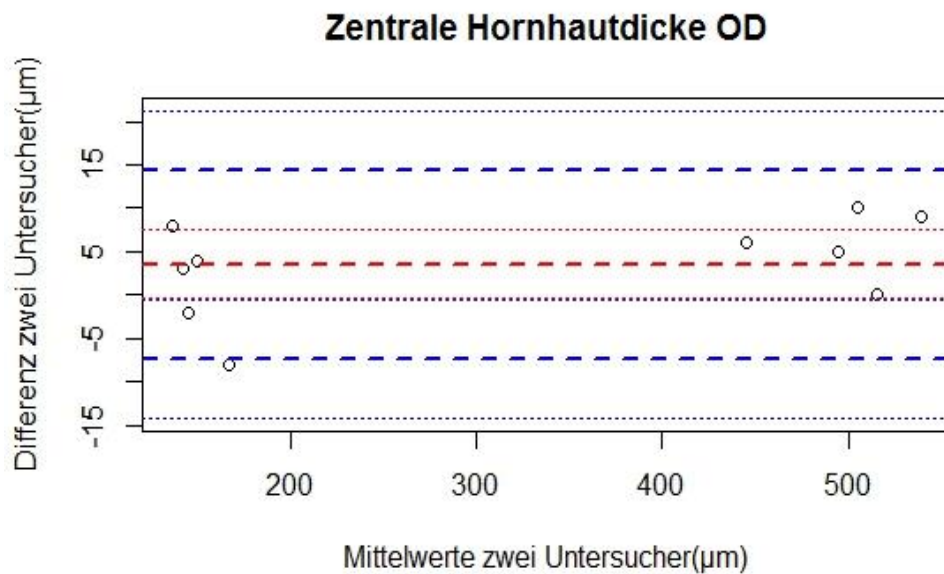


Abbildung 60: Benutzerabhängige Reproduzierbarkeit Hornhaut zentral OD

Konfidenzintervall 95%, unteres Limit -7,36 μm , Bias 3,5 μm , oberes Limit 14,36 μm

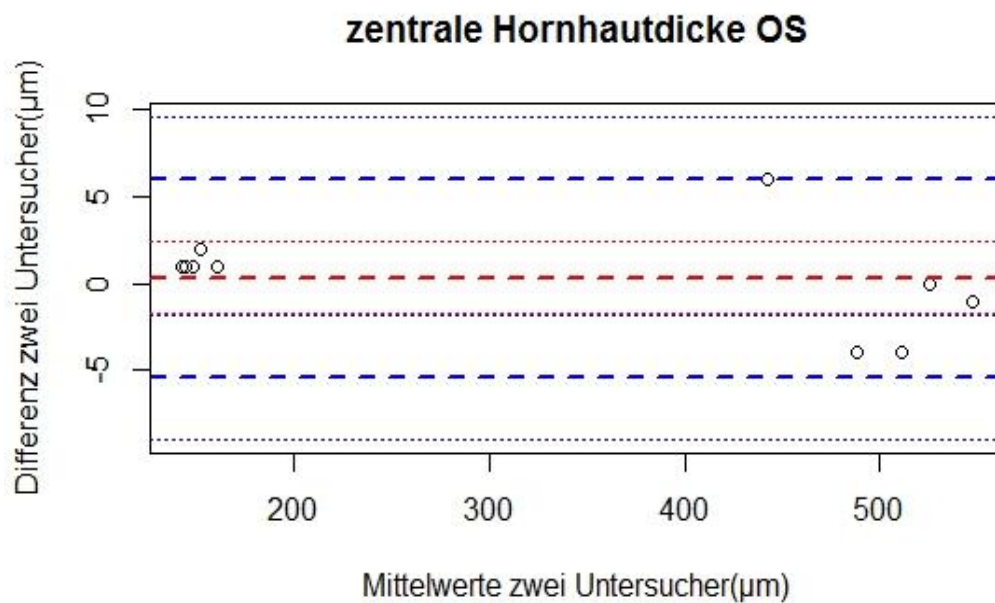


Abbildung 61: Benutzerabhängige Reproduzierbarkeit Hornhaut zentral OS

Konfidenzintervall 95%, unteres Limit -5,40 μm , Bias 0,30 μm , oberes Limit 6,0 μm

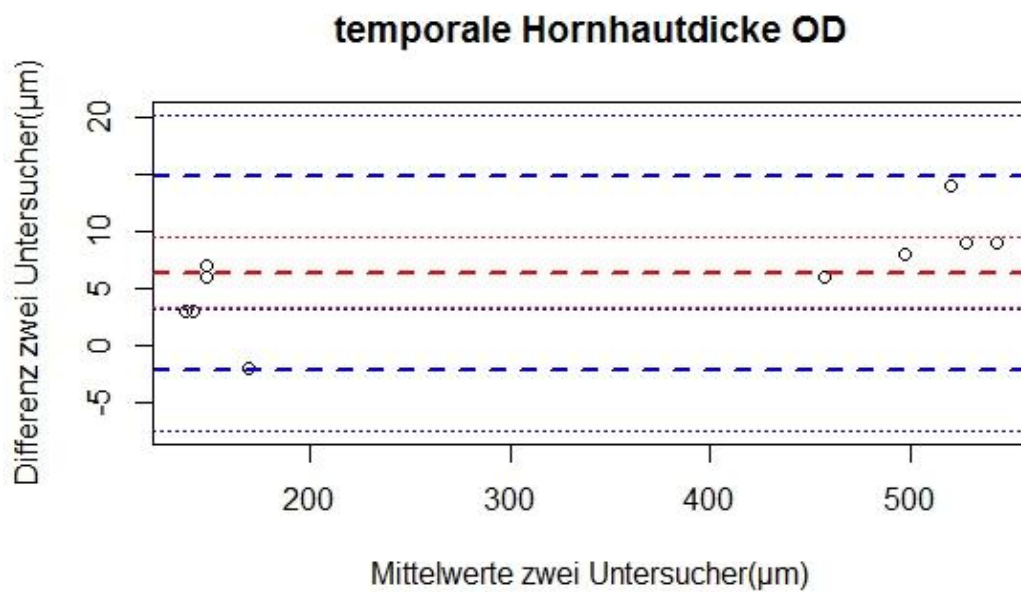


Abbildung 62: Benutzerabhängige Reproduzierbarkeit Hornhaut zentral OS

Konfidenzintervall 95%, unteres Limit $-2,17 \mu\text{m}$, Bias $6,30 \mu\text{m}$, oberes Limit $14,77 \mu\text{m}$

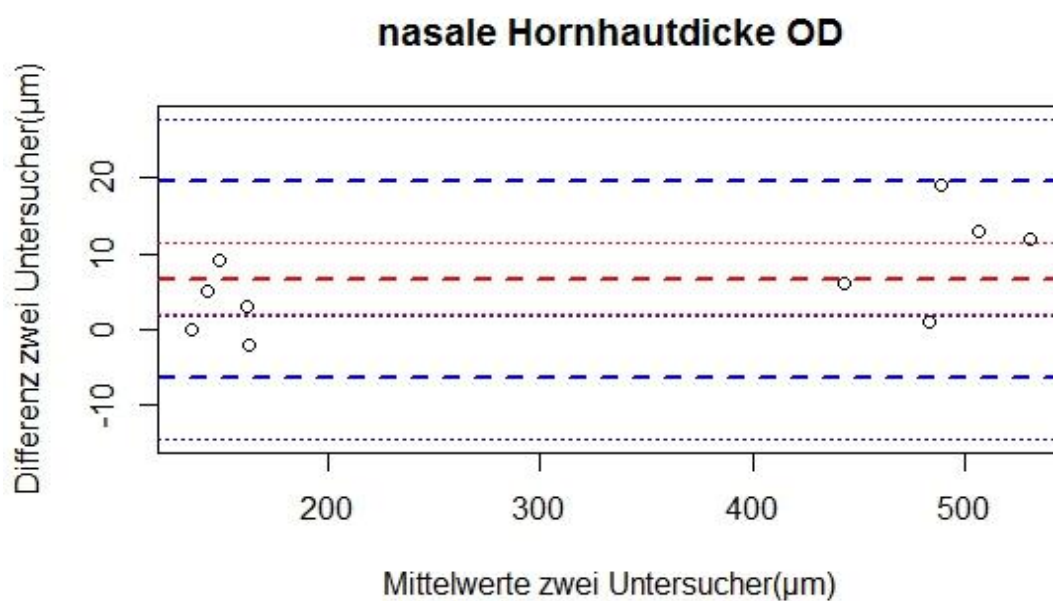


Abbildung 63: Benutzerabhängige Reproduzierbarkeit Hornhaut nasal OD

Konfidenzintervall 95%, unteres Limit $-6,37 \mu\text{m}$, Bias $6,60 \mu\text{m}$, oberes Limit $19,57 \mu\text{m}$

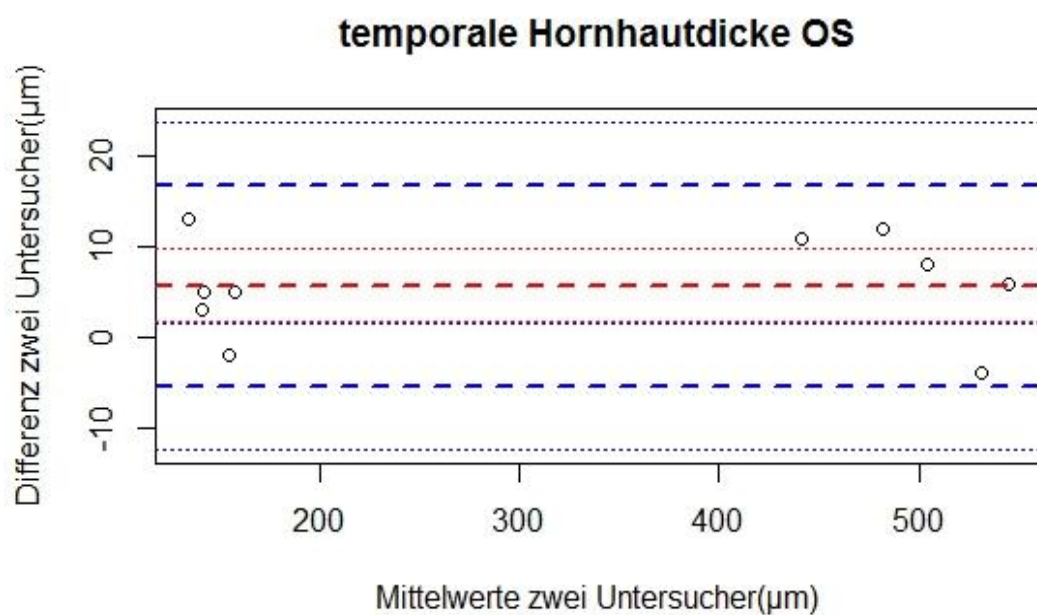


Abbildung 64: Benutzerabhängige Reproduzierbarkeit Hornhaut temporal OS

Konfidenzintervall 95%, unteres Limit $-5,39 \mu\text{m}$, Bias $5,70 \mu\text{m}$, oberes Limit $16,79 \mu\text{m}$

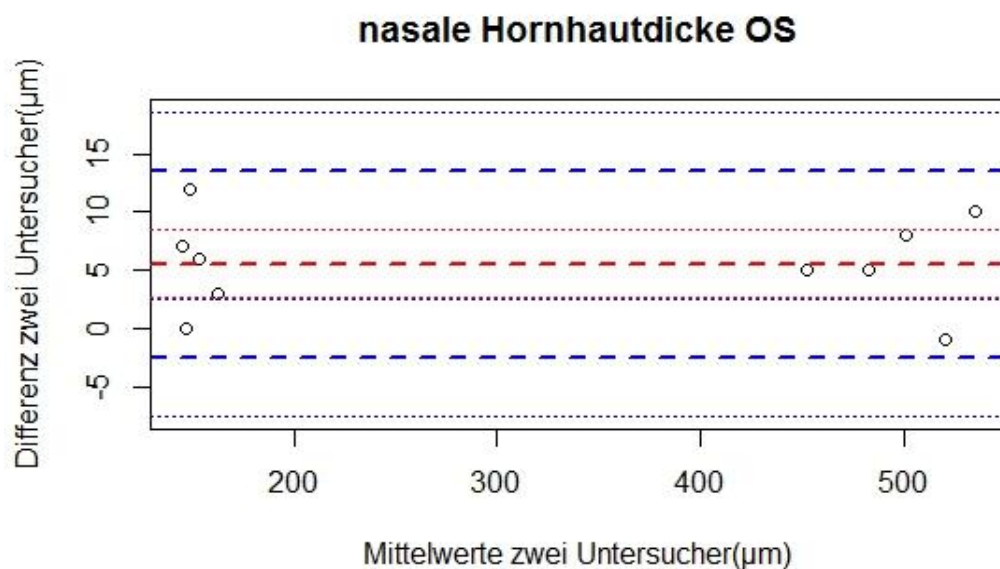


Abbildung 65: Benutzerabhängige Reproduzierbarkeit Hornhaut nasal OS

Konfidenzintervall 95%, unteres Limit $-2,51 \mu\text{m}$, Bias $5,50 \mu\text{m}$, oberes Limit $13,51 \mu\text{m}$

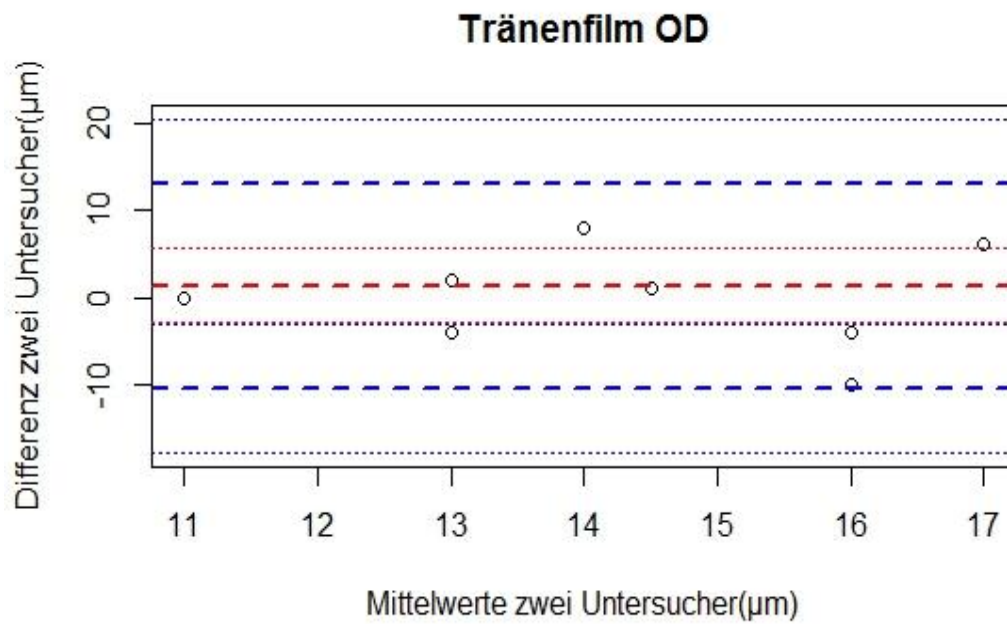


Abbildung 66: Benutzerabhängige Reproduzierbarkeit Tränenfilm OD

Konfidenzintervall 95%, unteres Limit $-10,39 \mu\text{m}$, Bias $1,30 \mu\text{m}$, oberes Limit $12,99 \mu\text{m}$

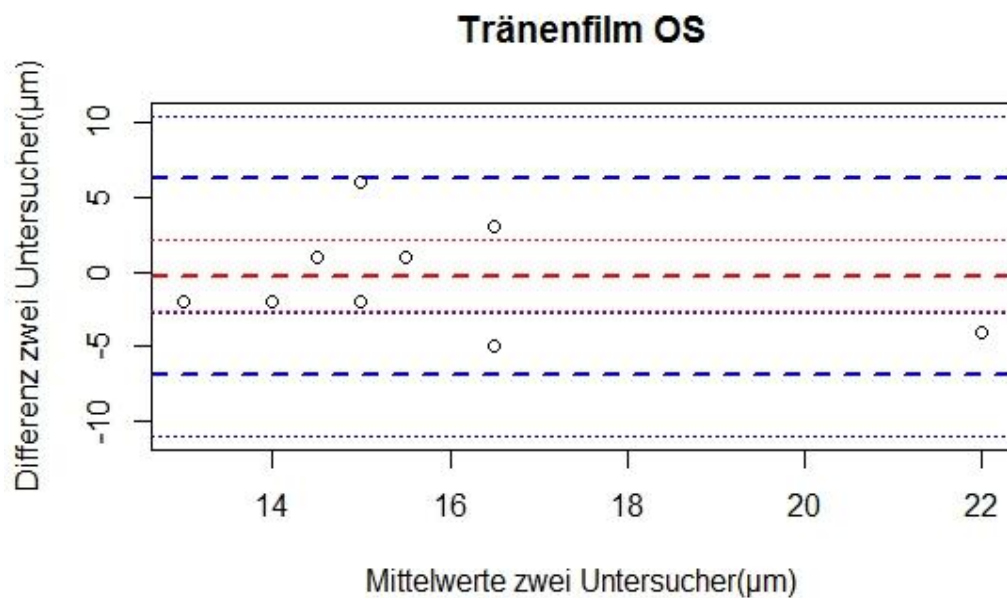


Abbildung 67: Benutzerabhängige Reproduzierbarkeit Tränenfilm OS

Konfidenzintervall 95%, unteres Limit $-6,84 \mu\text{m}$, Bias $-0,30 \mu\text{m}$, oberes Limit $6,24 \mu\text{m}$

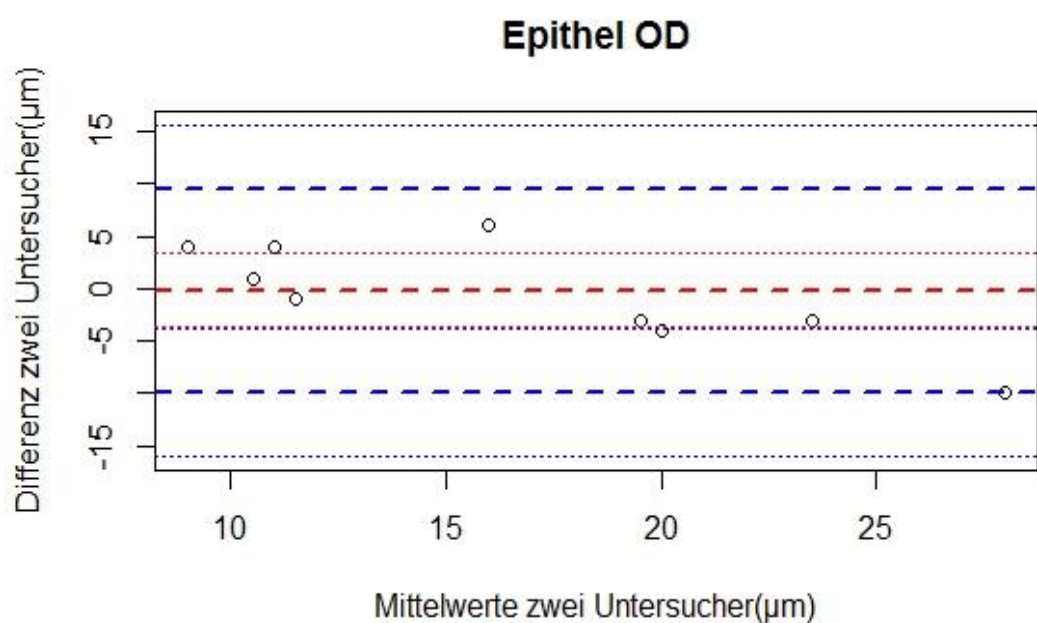


Abbildung 68: Benutzerabhängige Reproduzierbarkeit Epithel OD

Konfidenzintervall 95%, unteres Limit $-9,88 \mu\text{m}$, Bias $-0,20 \mu\text{m}$, oberes Limit $9,48 \mu\text{m}$

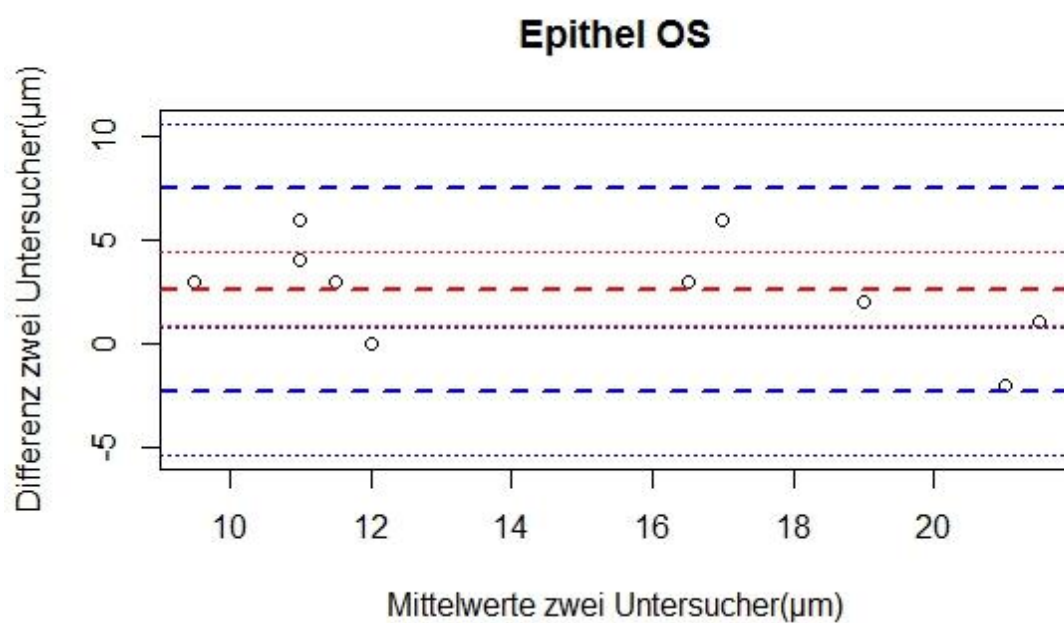


Abbildung 69: Benutzerabhängige Reproduzierbarkeit Epithel OS

Konfidenzintervall 95%, unteres Limit $-2,31 \mu\text{m}$, Bias $2,60 \mu\text{m}$, oberes Limit $7,51 \mu\text{m}$

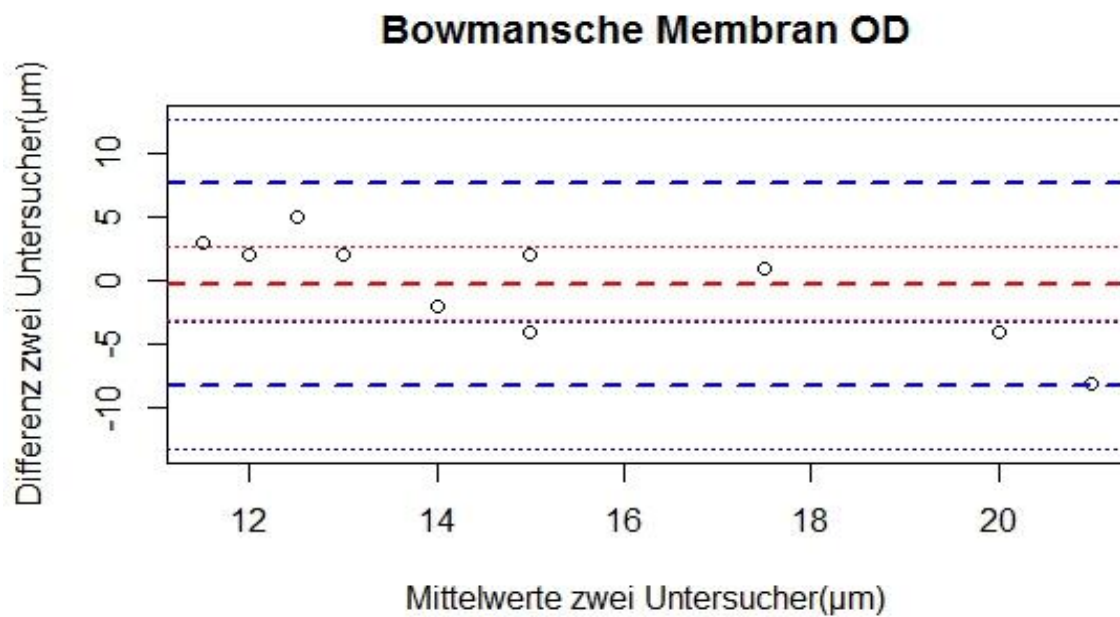


Abbildung 70: Benutzerabhängige Reproduzierbarkeit Bowmansche Membran OD
 Konfidenzintervall 95%, unteres Limit $-8,20 \mu\text{m}$, Bias $-0,30 \mu\text{m}$, oberes Limit $7,60 \mu\text{m}$

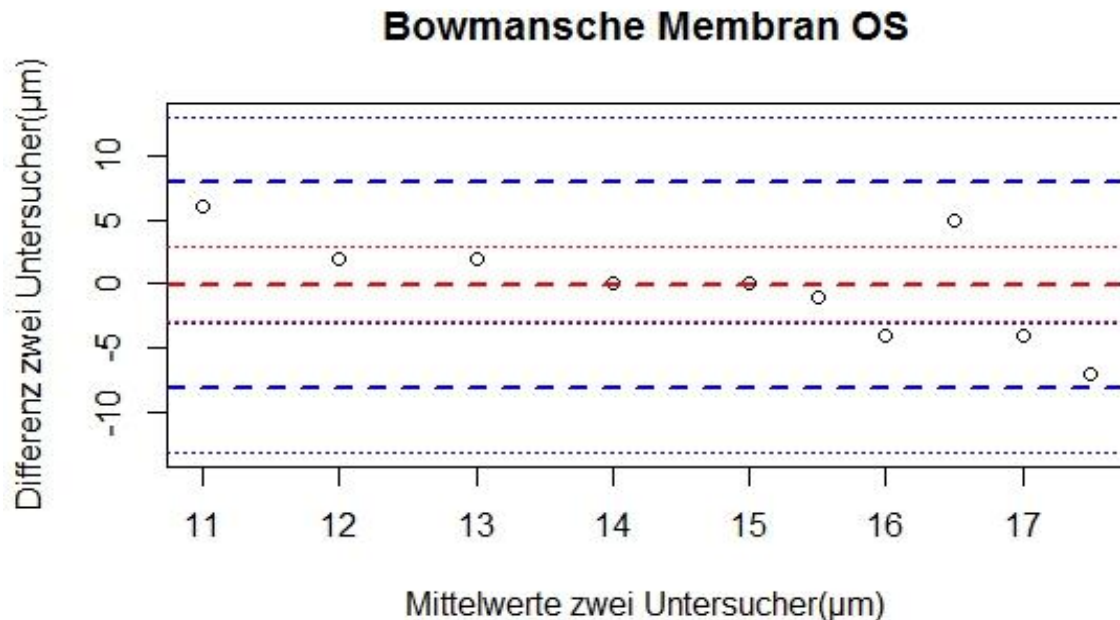


Abbildung 71: Benutzerabhängige Reproduzierbarkeit Bowmansche Membran OS
 Konfidenzintervall 95%, unteres Limit $-8,13 \mu\text{m}$, Bias $-0,10 \mu\text{m}$, oberes Limit $7,93 \mu\text{m}$

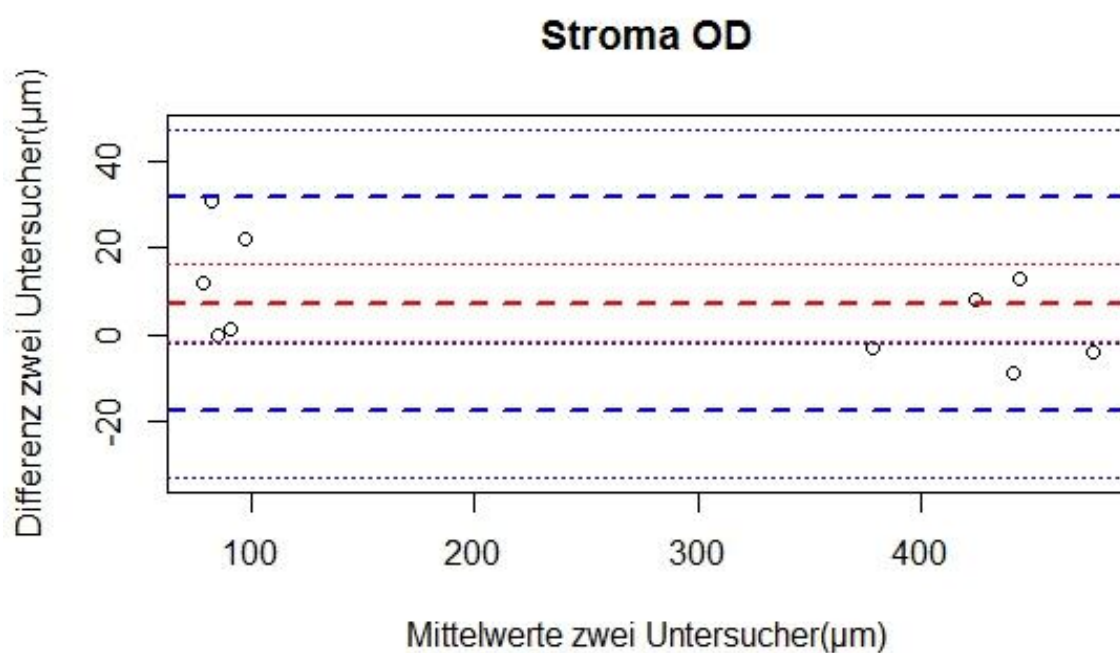


Abbildung 72: Benutzerabhängige Reproduzierbarkeit Stroma OD

Konfidenzintervall 95%, unteres Limit -17,56 µm, Bias 7,10 µm, oberes Limit 31,76 µm

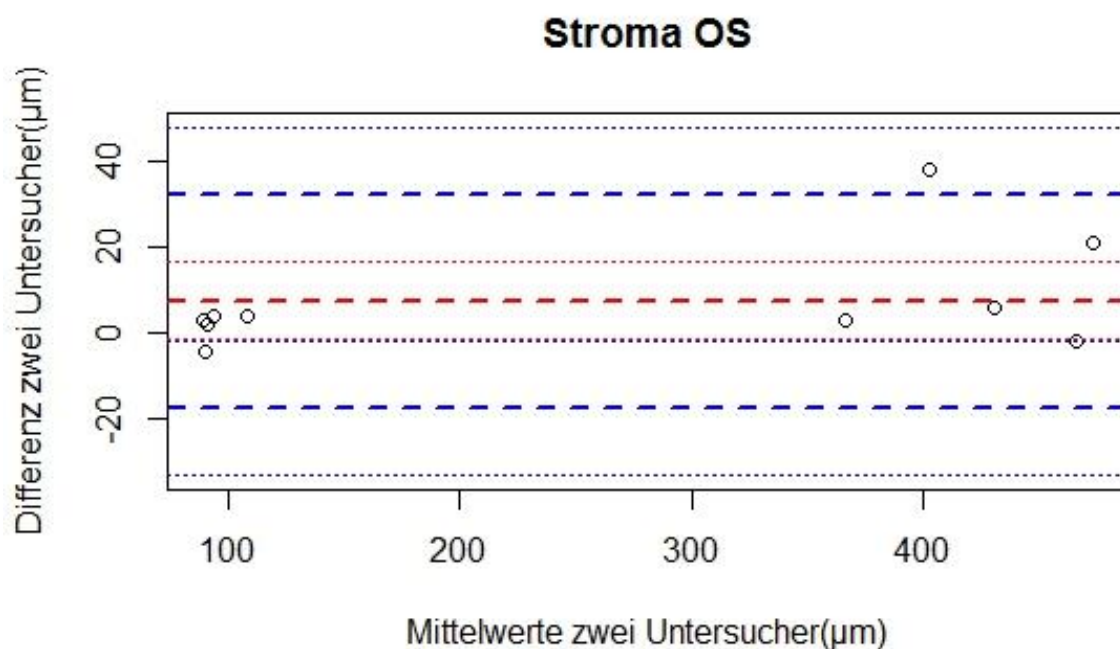


Abbildung 73: Benutzerabhängige Reproduzierbarkeit Stroma OS

Konfidenzintervall 95%, unteres Limit -17,23 µm, Bias 7,50 µm, oberes Limit 32,23 µm

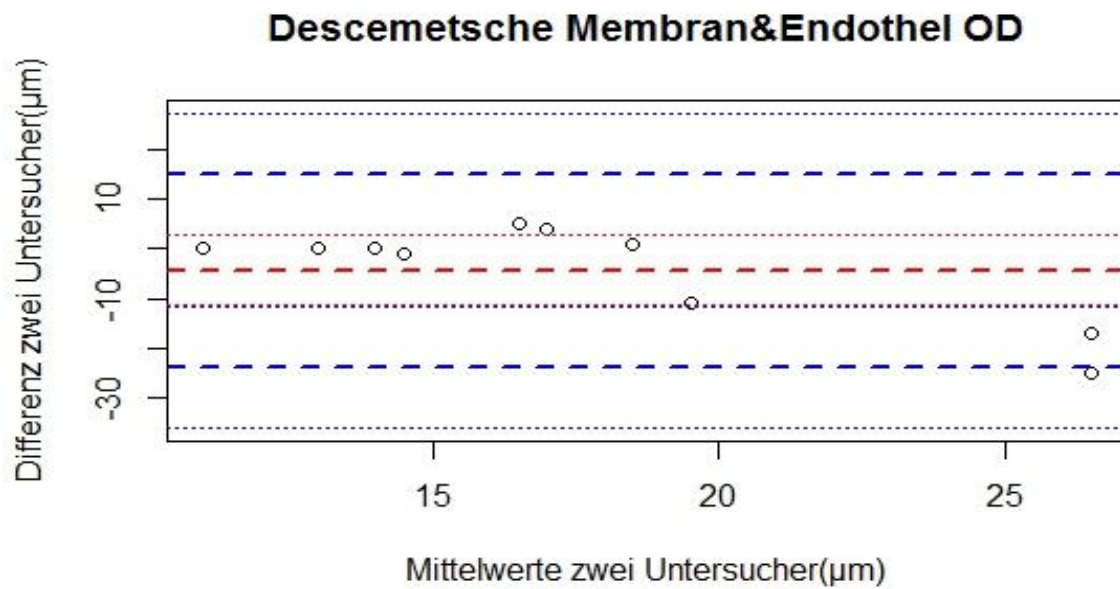


Abbildung 74: Benutzerabhängige Reproduzierbarkeit Descemetsche Membran & Endothel OD

Konfidenzintervall 95%, unteres Limit -23,83 µm, Bias -4,40 µm, oberes Limit 15,03 µm

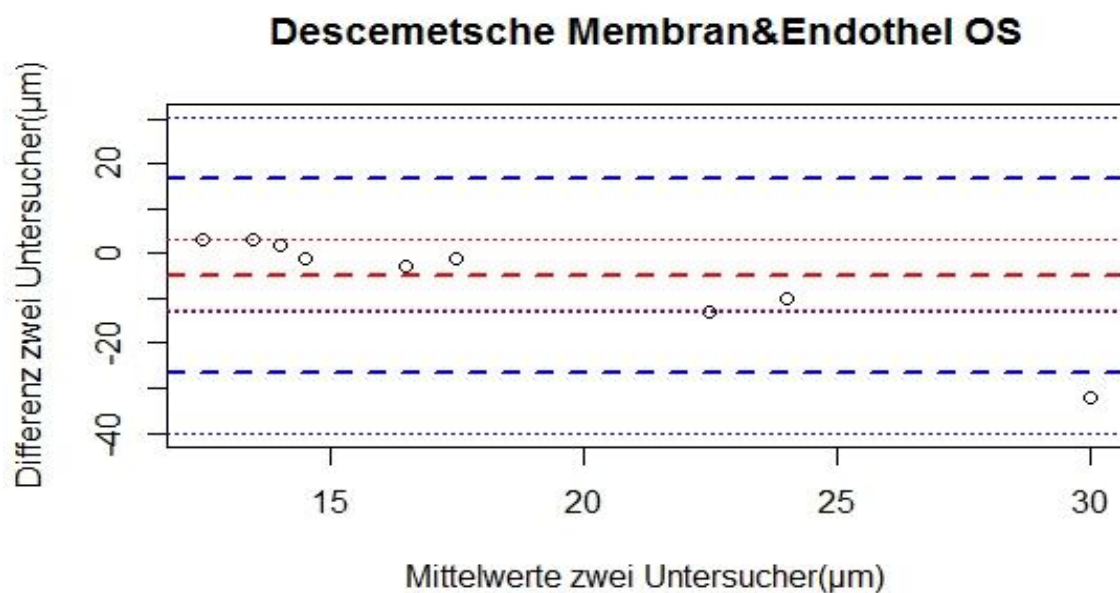


Abbildung 75: Benutzerabhängige Reproduzierbarkeit Descemetsche Membran & Endothel OS

Konfidenzintervall 95%, unteres Limit -26,52 µm, Bias -5,0 µm, oberes Limit 16,72 µm

4. Scoretabellen zur Darstellung des Kammerwinkels

Tabelle 7: Scoretabelle Kammerwinkel einseitig OD

OD Ein Winkel	Irisbasis in %	Ligamentum pectinatum in %	Epithel in %	Endothel in %
Mäusebussard (<i>Buteo buteo</i>) n=8	36	31	13	18
Sperber (<i>Accipiter nisus</i>) n=8	26	15	18	19
Turmfalken (<i>Falco tinnunculus</i>) n=21	17	15	16	15
Habichte (<i>Accipiter gentilis</i>) n=5	28	21	21	21
Wespenbussard (<i>Pernis apivorus</i>) n=1	34	0	33	33
Waldohreule (<i>Asio otus</i>) n=1	0	0	0	0
Baumfalke (<i>Falco subbuteo</i>) n=3	37	13	37	13
Steinkauz (<i>Athene noctua</i>) n=1	100	0	0	0
Waldkauz (<i>Strix aluco</i>) n=2	0	0	0	0
Wanderfalke (<i>Falco peregrinus</i>) n=2	17	17	17	17

Tabelle 8: Scoretabelle Kammerwinkel beidseitig OD

OD Beide Winkel	Irisbasis in %	Ligamentum pectinatum in %	Epithel in %	Endothel in %
Mäusebussard (<i>Buteo buteo</i>) n=8	1	1	0	0
Sperber (<i>Accipiter nisus</i>) n=8	7	4	4	7
Turmfalken (<i>Falco tinnunculus</i>) n=21	13	6	10	8
Habichte (<i>Accipiter gentilis</i>) n=5	7	0	1	1
Wespenbussard (<i>Pernis apivorus</i>) n=1	33	0	0	0
Waldohreule (<i>Asio otus</i>) n=1	0	0	0	0
Baumfalke (<i>Falco subbuteo</i>) n=3	0	0	0	0
Steinkauz (<i>Athene noctua</i>) n=1	100	0	0	0
Waldkauz (<i>Strix aluco</i>) n=2	0	0	0	0
Wanderfalke (<i>Falco peregrinus</i>) n=2	8	8	8	8

Tabelle 9: Scoretabelle Kammerwinkel einseitig OS

OS Ein Winkel	Irisbasis in %	Ligamentum pectinatum in %	Epithel in %	Endothel in %
Mäusebussard (<i>Buteo buteo</i>) n=8	36	26	21	10
Sperber (<i>Accipiter nisus</i>) n=8	20	17	18	15
Turmfalke (<i>Falco tinnunculus</i>) n=21	17	14	16	16
Habichte (<i>Accipiter gentilis</i>) n=5	28	21	21	21
Wespenbussard (<i>Pernis apivorus</i>) n=1	34	33	0	0
Waldohreule (<i>Asio otus</i>) n=1	100	0	0	0
Baumfalke (<i>Falco subbuteo</i>) n=3	30	20	20	10
Steinkauz (<i>Athene noctua</i>) n=1	100	0	0	0
Waldkauz (<i>Strix aluco</i>) n=2	0	0	0	0
Wanderfalke (<i>Falco peregrinus</i>) n=2	16	15	15	15

Tabelle 10: Scoretabelle Kammerwinkel beidseitig OS

OD Beide Winkel	Irisbasis in %	Ligamentum pectinatum in %	Epithel in %	Endothel in %
Mäusebussard (<i>Buteo buteo</i>) n=8	5	0	1	1
Sperber (<i>Accipiter nisus</i>) n=8	15	3	6	6
Turmfalke (<i>Falco tinnunculus</i>) n=21	11	7	10	9
Habichte (<i>Accipiter gentilis</i>) n=5	11	0	1	1
Wespenbussard (<i>Pernis apivorus</i>) n=1	33	0	0	0
Waldohreule (<i>Asio otus</i>) n=1	0	0	0	0
Baumfalke (<i>Falco subbuteo</i>) n=3	10	0	10	0
Steinkauz (<i>Athene noctua</i>) n=1	0	0	0	0
Waldkauz (<i>Strix aluco</i>) n=2	0	0	0	0
Wanderfalke (<i>Falco peregrinus</i>) n=2	15	8	8	8

5. Abbildungsverzeichnis

Abbildung 1: Bulbusformen	5
Abbildung 2: Histologischer Schnitt der Hornhaut eines Turmfalken (<i>Falco tinnunculus</i>)	8
Abbildung 3: Schematischer Aufbau eines Michelson-Interferometers	17
Abbildung 4: SPECTRALIS® HRA+OCT	38
Abbildung 5: Aufsätze für das OCT	39
Abbildung 6: Schematische Positionierung für die OCT Untersuchung.....	42
Abbildung 7: Gesamtdarstellung der Kornea	48
Abbildung 8: Unterbelichtung der Aufnahme, Gesamtdarstellung der Kornea	49
Abbildung 9: Bland Altman Plots zur Darstellung der Reproduzierbarkeit der Methode	52
Abbildung 10: Überbelichtung der Aufnahme, Gesamtdarstellung der Kornea	53
Abbildung 11: Negativbild zur Verbesserung der Darstellung der Mittelperipherie	54
Abbildung 12: Mittelperiphere Wertabweichung.....	55
Abbildung 13: Darstellung der Schichten der Hornhaut	58
Abbildung 14: Darstellung der Schichten der Hornhaut	59
Abbildung 15: Schichtdickenverschiebung durch Lichtreflektionen	60
Abbildung 16: Korrelation des Körpergewichts in Gramm mit der zentralen Gesamtdicke der Hornhaut OD	66
Abbildung 17: Korrelation des Körpergewichts in Gramm mit der zentralen Gesamtdicke der Hornhaut OS	66
Abbildung 18: Korrelation der zentrale Gesamtdicke der Hornhaut mit dem intraokularen Druck (mmHg) OD.....	68
Abbildung 19: Korrelation der zentralen Gesamtdicke der Hornhaut mit dem intraokularen Druck (mmHg).....	68
Abbildung 20: Korrelation des Alters mit der zentralen Gesamtdicke der Hornhaut OD	69
Abbildung 21: Korrelation des Alters mit der zentralen Gesamtdicke der Hornhaut OS	70
Abbildung 22: Schichtvermessung Erstuntersucher.....	73
Abbildung 23: Schichtvermessung Zweituntersucher	74
Abbildung 24: Lichtauslöschung Kammerwinkel	75
Abbildung 25: Kammerwinkel einseitige Darstellung	76
Abbildung 26: Kammerwinkel beidseitige Darstellung.....	76
Abbildung 27: Kammerwinkel Eule	77
Abbildung 28: Zentrale Gesamtdicke der Hornhaut OD der verschiedenen Arten in μm	112
Abbildung 29: Zentrale Gesamtdicke der Hornhaut OS der verschiedenen Arten in μm	113
Abbildung 30: Nasale Gesamtdicke der Hornhaut OD	113

Abbildung 31: Nasale Gesamtdicke der Hornhaut OS	114
Abbildung 32: Temporale Gesamtdicke der Hornhaut OD	114
Abbildung 33: temporale Gesamtdicke der Hornhaut OS	115
Abbildung 34: Gesamtdicke Tränenfilm OD der verschiedenen Arten in μm	116
Abbildung 35: Gesamtdicke Tränenfilm OS der verschiedenen Arten in μm	116
Abbildung 36: Gesamtdicke Epithel OD der verschiedenen Arten in μm	117
Abbildung 37: Gesamtdicke Epithel OS der verschiedenen Arten in μm	117
Abbildung 38: Gesamtdicke Bowmansche Membran OD der verschiedenen Arten in μm ..	118
Abbildung 39: Gesamtdicke Bowmansche Membran OS der verschiedenen Arten in μm ...	118
Abbildung 40: Gesamtdicke Stroma OD der verschiedenen Arten in μm	119
Abbildung 41: Gesamtdicke Stroma OS der verschiedenen Arten in μm	119
Abbildung 42: Gesamtdicke Descemetsche Membran & Endothel OD der verschiedenen Arten in μm	120
Abbildung 43: Gesamtdicke Descemetsche Membran & Endothel OS der verschiedenen Arten in μm	120
Abbildung 44: Abweichungen zentrale Hornhautdicke OD	121
Abbildung 45: Abweichungen zentrale Hornhautdicke OS	121
Abbildung 46: Abweichungen Gesamtdicke Hornhaut nasal OD	122
Abbildung 47: Abweichungen Gesamtdicke Hornhaut temporal OD	122
Abbildung 48: Abweichungen Gesamtdicke Hornhaut nasal OS	123
Abbildung 49: Abweichungen Gesamtdicke Hornhaut temporal OS	123
Abbildung 50: Abweichungen des Tränenfilms OD	124
Abbildung 51: Abweichungen Tränenfilm OS	124
Abbildung 52: Abweichungen Epithel OD	125
Abbildung 53: Abweichungen Epithel OS	125
Abbildung 54: Abweichungen Bowmansche Membran OD	126
Abbildung 55: Abweichungen Bowmansche Membran OS	126
Abbildung 56: Abweichungen Stroma OD	127
Abbildung 57: Abweichungen Stroma OS	127
Abbildung 58: Abweichungen Descemetsche Membran & Endothel OD	128
Abbildung 59: Abweichungen Descemetsche Membran & Endothel OS	128
Abbildung 60: Benutzerabhängige Reproduzierbarkeit Hornhaut zentral OD	129
Abbildung 61: Benutzerabhängige Reproduzierbarkeit Hornhaut zentral OS	129
Abbildung 62: Benutzerabhängige Reproduzierbarkeit Hornhaut zentral OS	130
Abbildung 63: Benutzerabhängige Reproduzierbarkeit Hornhaut nasal OD	130
Abbildung 64: Benutzerabhängige Reproduzierbarkeit Hornhaut temporal OS	131
Abbildung 65: Benutzerabhängige Reproduzierbarkeit Hornhaut nasal OS	131

Abbildung 66: Benutzerabhängige Reproduzierbarkeit Tränenfilm OD	132
Abbildung 67: Benutzerabhängige Reproduzierbarkeit Tränenfilm OS	132
Abbildung 68: Benutzerabhängige Reproduzierbarkeit Epithel OD	133
Abbildung 69: Benutzerabhängige Reproduzierbarkeit Epithel OS	133
Abbildung 70: Benutzerabhängige Reproduzierbarkeit Bowmansche Membran OD	134
Abbildung 71: Benutzerabhängige Reproduzierbarkeit Bowmansche Membran OS	134
Abbildung 72: Benutzerabhängige Reproduzierbarkeit Stroma OD	135
Abbildung 73: Benutzerabhängige Reproduzierbarkeit Stroma OS	135
Abbildung 74: Benutzerabhängige Reproduzierbarkeit Descemetsche Membran & Endothel OD	136
Abbildung 75: Benutzerabhängige Reproduzierbarkeit Descemetsche Membran & Endothel OS	136

6. Tabellenverzeichnis

Tabelle 1: Art, Anzahl und Altersverteilung der Probanden	32
Tabelle 2: Zentrale Gesamtdicke der verschiedenen Greifvogelarten	50
Tabelle 3: Artverschiedene Gesamtdicken der Hornhaut nasal und temporal	56
Tabelle 4: Artverschiedene Schichtdicken der zentralen Hornhaut OD	62
Tabelle 5: Artverschiedene Schichtdicke der zentralen Hornhaut OS	63
Tabelle 6: Benutzerabhängige Abweichungen der Messergebnisse	72
Tabelle 7: Scoretabelle Kammerwinkel einseitig OD	137
Tabelle 8: Scoretabelle Kammerwinkel beidseitig OD	138
Tabelle 9: Scoretabelle Kammerwinkel einseitig OS	139
Tabelle 10: Scoretabelle Kammerwinkel beidseitig OS	140

X. DANKSAGUNG

Mein erster Dank gilt Herrn Prof. Dr. Korbelt für die Überlassung dieses spannenden Themas. Sein Engagement bei der Vermittlung von theoretischen und praktischen Fertigkeiten in der Vogel-Ophthalmologie hatten und haben einen unschätzbaren Wert für mich.

Weiterhin möchte ich Frau Dr. Moser für ihre konstruktiven Kritiken und Hilfestellungen bei den Korrekturen dieser Arbeit und ihrer Zeit als Co-Betreuerin danken.

Frau Priv.- Doz. Dr. Rinder war mir ebenfalls stets eine große Hilfe bei all den schwierigen Fragen, für die sie jederzeit kompetente und freundliche Antworten zu finden vermochte.

Auch Herrn Priv.- Doz. Dr. Reese möchte ich von ganzem Herzen für seine beratenden Tätigkeiten danken, die den Fortschritt dieser Arbeit ganz enorm geprägt haben.

Beim STABLAB der Ludwig-Maximilians-Universität München möchte ich mich an dieser Stelle für die Erstellung der statistischen Auswertung bei Herrn Prof. Küchenhoff und seinem Team bedanken. Hierbei gilt natürlich mein besonderer Dank Frau Casteletti, die mir stets hilfreich zur Seite stand.

Allen Mitarbeitern der Klinik, Doktoranden, Famulanten und Praktikanten möchte ich auf diesem Wege für ihre Unterstützung danken. Vor allem möchte ich mich hierbei an alle Personen richten, die mir im Laufe der Studie tatkräftig bei der Fixation der Vögel für die Untersuchung geholfen haben. Ohne die freiwillige Hilfsbereitschaft dieser Personen hätte meine Arbeit in dieser Form nicht stattfinden können. Ganz besonders möchte ich mich dabei bei Andrea Niehues bedanken, die mir für den Großteil meiner Probanden zur Seite stand und einfach eine unvergleichbar tolle Assistentin war.

An Herrn Holzer möchte ich hiermit einen ganz lieben Dank aussprechen für die tolle Zusammenarbeit und seine aufopferungsvolle Hingabe den Greifvögeln.

Meiner Familie danke ich von ganzem Herzen für ihre stetige emotionale und finanzielle Unterstützung, ohne die eine Dissertation wie diese niemals möglich gewesen wäre.

Meinem gesamten Freundeskreis möchte ich hiermit ebenfalls für ihren Beistand und die offenen Ohren in schweren Zeiten danken und ein ganz besonderer Dank an Flo für die Hilfe bei all den unzähligen technischen Problemen.

And a special thanks to my dear friend Steven for the english correction of my summary.